

Technická univerzita v Liberci  
Ústav zdravotnických studií

## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Technická univerzita v Liberci  
Ústav zdravotnických studií

Studijní program: B 3944 - Biomedicínská technika

Studijní obor: 3901R032 - Biomedicínská technika

**Analýza typů arytmií a jejich simulace**

Analysis of arrhythmias and their simulation

Tereza Janíčková

Bakalářská práce

2012

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Tereza Janíčková**  
Osobní číslo: **Z09000006**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Analýza typů arytmií a jejich simulace**  
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

Cíle:

Analýza jednotlivých typů arytmií.

Vytvoření demonstračního softwaru pro modelování jednotlivých typů arytmií.

Východiska:

V bakalářské práci se budu zabývat podstatou arytmií, jejich rozdělením a mechanismy vzniku.

Výsledkem bude program, který bude generovat EKG křivku vybraných arytmií a který bude použit pro podporu výuky předmětu Biosignály v klinické a experimentální medicíně.

Rozsah grafických prací: např. 10 tabulek a 10 grafů

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

Management of Cardiac Arrhythmias

Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias: Basic Concepts and Clinical Applications

LUKL, Jan Srdeční arytmie v kazuistikách

KVASNIČKA, J., HAVLÍČEK, A. Arytmologie pro praxi

KHAN, M.G. EKG a jeho hodnocení

KOLÁŘ, J., KAUTZNER, J. a kol. EKG diagnostika; Léčebné zásady. texty pro postgraduální edukační kurzy praktických lékařů

HAMPTON, J.R. Ekg stručně, jasně, přehledně

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Lucie Hanyášová

Ústav zdravotnických studií

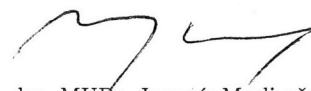
Datum zadání bakalářské práce: 15. září 2010

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2012

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs  
rektor



doc. MUDr. Jaromír Mysliveček, Ph.D.  
ředitel



V Liberci dne 30. listopadu 2010



# Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

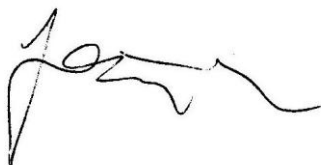
Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL. V tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum:

26. 4. 2012

Podpis

A handwritten signature in black ink, consisting of a stylized, cursive script.

## Poděkování

Děkuji své vedoucí bakalářské práce Ing. Lucii Hanyášové za odborné vedení, konzultace, rady a připomínky, díky kterým tato práce vznikla.

Dále bych chtěla poděkovat své rodině za finanční a psychickou podporu během celého studia.

## **Anotace**

**Jméno a příjmení autora:** Tereza Janíčková

**Instituce:** Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií

**Název práce:** Analýza typů arytmií a jejich simulace

**Vedoucí práce:** Ing. Lucie Hanyášová

**Počet stran:**63

**Počet příloh:**1

**Rok obhajoby:** 2012

### **Souhrn:**

Bakalářská práce se zabývá rozbořem arytmií, jejich rozdělením, mechanismy vzniku a projevy na EKG. V práci jsou popsány možnosti diagnostiky a léčby arytmií. V úvodní teoretické části je popsána anatomie a fyziologie srdce a základy EKG. Cílem práce bylo vytvořit program, který bude simulovat EKG křivky některých arytmií. Jako vhodné prostředí pro vytvoření programu byl využit Matlab. EKG křivky byly vytvořeny metodou matematického popisu signálu. U křivek je volitelná délka signálu a u některých arytmií i tepová frekvence. Tyto parametry může uživatel nastavit v grafickém prostředí, které bylo vytvořeno pomocí nástroje GUIDE. Program má sloužit jako pomůcka při výuce.

**Klíčová slova:** Arytmie, EKG, Matlab, signál, uživatelské prostředí

## **Annotation**

**Name and Surname:** Tereza Janíčková

**Institution:** Technical University of Liberec, Department of Health Studies

**Title:** Analysis of arrhythmias and their simulation

**Supervisor:** Ing. Lucie Hanyášová

**Pages:** 63

**Addenda:** 1

**Year:** 2012

### **Summary:**

The bachelor thesis deals with analysis of arrhythmias, their classification, mechanisms of arrhythmias and changes on ECG. The thesis describes diagnostic and therapeutic methods of arrhythmias. The theoretical part deals with anatomy and physiology of the heart and ECG basics. The main aim of the thesis is to create a program, which would simulate the ECG curves of different arrhythmias. Matlab is used, as the most suitable environment, for this task. ECG curves are formed by the mathematical descriptive method of the signal. ECG signals have settable length and certain arrhythmias have also settable heart rate. These parameters can be set by user in graphical interface which is created by Matlab Guide. Program is intended as an educational tool.

**Key words:** Arrhythmias, ECG, Matlab, signal, graphical interface

## Obsah

Obsah .....	8
Seznam použitých zkratek .....	10
Seznam obrázků .....	11
1. Úvod .....	13
2. Stavba a funkce srdce .....	14
2.1. Anatomie srdce .....	14
2.2. Převodní systém srdeční .....	15
2.3. Fyziologie srdce .....	17
2.4. Děje na membráně .....	18
3. Elektrokardiografie .....	20
3.1. Druhy svodů .....	20
3.2. Průběh EKG signálu .....	22
3.3. Elektrická osa srdeční a srdeční vektor .....	23
4. Arytmie .....	24
4.1. Klasifikace arytmií .....	24
4.2. Příčiny vzniku arytmií .....	25
4.3. Projevy a příznaky .....	25
4.4. Diagnostika arytmií .....	26
4.5. Léčba arytmií .....	27
5. Typy arytmií .....	28
5.1. . Bradyarytmie .....	28
5.1.1. Sinusová zástava .....	28
5.1.2. Sinusová bradykardie .....	29
5.1.3. SA blokáda .....	29
5.1.4. AV blokády .....	30
5.2. Tachyarytmie .....	31

5.2.1.	Sinusová tachykardie .....	33
5.2.2.	Supraventrikulární extrasystoly .....	34
5.2.3.	Flutter síní .....	35
5.2.4.	Fibrilace síní .....	36
5.2.5.	AVNRT.....	37
5.2.6.	AVRT.....	37
5.2.7.	Komorová tachykardie.....	38
5.2.8.	Komorové extrasystoly .....	39
5.2.9.	Flutter komor .....	40
5.2.10.	Fibrilace komor .....	40
6.	Matlab a vytvoření signálů .....	41
6.1.	Metody tvorby EKG signálu .....	41
6.1.1.	Matematická metoda.....	41
6.1.2.	Vektorová metoda.....	42
6.1.3.	Grafická metoda.....	43
7.	Simulátor EKG .....	44
7.1.	Popis uživatelského prostředí.....	44
7.2.	Vytvoření fyziologické EKG křivky .....	46
7.3.	Vytvoření patologického rytmu .....	49
7.3.1.	Simulace bradyarytmií.....	50
7.3.2.	Simulace tachyarytmií .....	53
8.	Možnosti vylepšení programu .....	58
9.	Závěr.....	59
	Soupis bibliografických citací .....	61
	Seznam příloh .....	63

## Seznam použitých zkratek

např.	například
tzn.	to znamená
resp.	respektive
ms	milisekunda
mV	milivolt
g	gram
cm	centimetr
min	minuta
max	maximálně
s	sekunda
mm/s	milimetr za sekundu
K	draslík
Ca	vápník
Mg	hořčík
EKG	elektrokardiogram
AMI	akutní infarkt myokardu
WPW	Wolff-Parkinson-White syndrom
$\Sigma$	suma
Sin	sinus
Cos	kosinus
2D, 3D	dvourozměrný, třírozměrný

## Seznam obrázků

<i>Obrázek 1 Anatomický popis srdce .....</i>	15
<i>Obrázek 2 Převodní systém srdeční .....</i>	16
<i>Obrázek 3 Pracovní diagram srdce .....</i>	17
<i>Obrázek 4 Průběh akčního potenciálu buňky převodního systému a buňky pracovního myokardu .....</i>	19
<i>Obrázek 5 Bipolární, unipolární a hrudní EKG svody .....</i>	21
<i>Obrázek 6 Záznam EKG .....</i>	22
<i>Obrázek 7 Směr srdečního vektoru během jednoho srdečního stahu a jeho zobrazení v končetinových svodech EKG.....</i>	23
<i>Obrázek 8 Rozdělení arytmií.....</i>	25
<i>Obrázek 9 Holterovo monitorování .....</i>	26
<i>Obrázek 10 Kardiostimulátor .....</i>	27
<i>Obrázek 11 Sinusová zástava .....</i>	28
<i>Obrázek 12 Sinusová bradykardie .....</i>	29
<i>Obrázek 13 SA blokád.....</i>	30
<i>Obrázek 14 AV blokád .....</i>	31
<i>Obrázek 15 Mechanismus zvýšené automacie: spontánní depolarizace během fáze 4 ..</i>	32
<i>Obrázek 16 Mechanismus spouštěné aktivity: oscilace akčního potenciálu ve fázi 3 ....</i>	32
<i>Obrázek 17 Mechanismus vzniku centry .....</i>	33
<i>Obrázek 18 Sinusová tachykardie.....</i>	34
<i>Obrázek 19 Síňová extrasystola.....</i>	35
<i>Obrázek 20 Typický flutter síní .....</i>	36
<i>Obrázek 21 Fibrilace síní .....</i>	36
<i>Obrázek 22 AVNRT.....</i>	37
<i>Obrázek 23 Vlna delta na začátku QRS komplexu- WPW syndrom .....</i>	38
<i>Obrázek 24 Komorová tachykardie .....</i>	39
<i>Obrázek 25 Komorová extrasystola.....</i>	39
<i>Obrázek 26 Flutter komo .....</i>	40
<i>Obrázek 27 Fibrilace komo .....</i>	40
<i>Obrázek 28 Vektorová metoda.....</i>	43
<i>Obrázek 29 Okno aplikace.....</i>	46
<i>Obrázek 30 Ukázka signálu ze simulátoru- Sinusový rytmus .....</i>	47



<i>Obrázek 31 Schéma postupu.....</i>	<i>49</i>
<i>Obrázek 32 EKG křivka sinusové bradykardie vytvořená programem .....</i>	<i>50</i>
<i>Obrázek 33 EKG křivky sinusové zástavy s pauzou 1s a 2s vytvořené programem .....</i>	<i>51</i>
<i>Obrázek 34 EKG křivky AV blokády 1. a 2. stupně vytvořené programem .....</i>	<i>52</i>
<i>Obrázek 35 Postup při vytvoření EKG křivky AV blokády 3. stupně programem .....</i>	<i>52</i>
<i>Obrázek 36 EKG křivka sinusové tachykardie vytvořená programem .....</i>	<i>53</i>
<i>Obrázek 37 EKG křivka AVNRT vytvořená programem .....</i>	<i>54</i>
<i>Obrázek 38 EKG křivka flutteru síní vytvořená programem .....</i>	<i>54</i>
<i>Obrázek 39 EKG křivka fibrilace síní vytvořená programem .....</i>	<i>55</i>
<i>Obrázek 40 EKG křivka komorové tachykardie vytvořená programem .....</i>	<i>56</i>
<i>Obrázek 41 EKG křivka flutteru komor vytvořená programem .....</i>	<i>56</i>
<i>Obrázek 42 EKG křivka fibrilace komor vytvořená programem.....</i>	<i>57</i>

# 1. Úvod

Arytmie jsou jedním z nejčastějších srdečních onemocnění u nás i ve světě. Trpí jimi přibližně každý desátý člověk starší 60 let. Počet lidí postižených srdeční arytmií se ve vyspělých státech stále zvyšuje, proto si zaslouží pozornost. Arytmie jsou často projevem strukturálního onemocnění srdce, přičemž nemoci oběhové soustavy jsou dlouhodobě na prvním místě v příčinách náhlé smrti dospělých. Výskyt arytmií výrazně stoupá s věkem a jsou častěji diagnostikovány mužům než ženám. Pro diagnostiku arytmií je klíčové EKG vyšetření. Tímto jednoduchým a dostupným vyšetřením lze diagnostikovat většinu z nich. Pokud arytmií nelze zachytit při standardním záznamu EKG, přichází na řadu dlouhodobé sledování pomocí Holterovské monitorace, nebo je možné využít epizodní záznamníky.

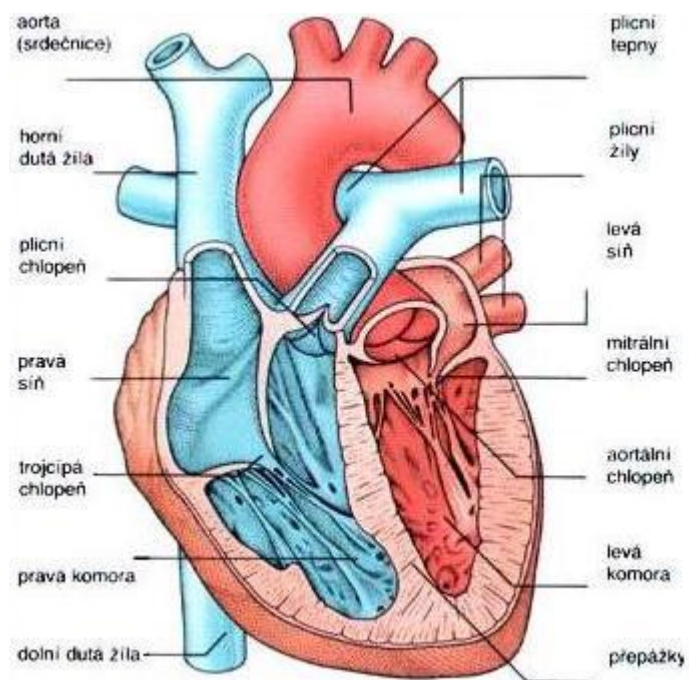
V teoretické části této práce je stručně popsána stavba a funkce srdce, detailněji jsou vysvětleny elektrické projevy činnosti srdce. Dále se práce zabývá popisem elektrokardiografické křivky a typy EKG svodů. Hlavní náplní je podrobnější rozbor arytmií, jejich rozdělení, popis mechanismů vzniku a metody jejich diagnostiky a léčby. Praktickým cílem práce bylo vytvořit simulační program, který má sloužit jako výuková aplikace pro studenty. Vytvořený program by měl být jednoduchý a snadno ovladatelný. V programu se zobrazují EKG křivky sinusového rytmu a 12 typů arytmií. Pod vykreslenou křivkou se zobrazují základní informace o arytmií.

## 2. Stavba a funkce srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který funguje jako krevní pumpa. Pravidelnými stahy zajišťuje velký (systémový) a malý (plicní) oběh. Srdeční cyklus má dvě fáze, systolu a diastolu. Systola je stah srdeční svaloviny, diastola naopak její ochabnutí. Při systole síní se krev vypuzuje do komor, při systole pravé komory se krev přesouvá do plicnice a při systole levé komory do aorty. Při diastole je srdce relaxované a plní se krví. Diastola oproti systole trvá delší dobu. Srdce dospělého člověka váží v průměru 300g, zaujímá tedy 0,4% hmotnosti těla. Je přibližně 12cm dlouhé a 8 cm široké. Je uloženo v mediastinu, tzn. v mezihrudí, což je prostor mezi pleurálními dutinami. Srdce je uzavřeno v osrdečnickém vaku. Osrdečník (perikard) má dva listy, a to parietální, perikard v užším smyslu, a viscerální zvaný epikard. Poloha srdce v hrudníku není symetrická, přibližně 2/3 leží vlevo od střední čáry. Srdeční osa směřuje zezadu, shora, zprava, dopředu, dolů, doleva. [1]

### 2.1. Anatomie srdce

Srdce má tvar nepravidelného kužele, širší báze je orientovaná kraniálně, hrot srdeční směřuje kaudálně. Vpravo se nachází ostrý okraj srdeční, vlevo naopak oblý okraj. Srdce naléhá přední stěnou k hrudní kosti, spodní stěnou k bránici, dále zadní stěnou k páteři a levou stěnou k levé plicí. Máme čtyři dutiny srdeční, dvě síně a dvě komory. Jsou tvořeny myokardem (svalovina srdeční) a jejich vnitřní strana je pokrytá endokardem (endotelová blána). Síně jsou od sebe odděleny septem, stejně tak komory. Pravá část srdce obsahuje žilní odkysličenou krev, do pravé síně ústí horní a dolní dutá žíla a sinus coronarius (žilní splav). Pravá komora se dělí na oddíl vtokový a výtokový, od síně je oddělena trikuspidální chlopní, mezi komorou a plicním kmenem je poloměsíčitá chlopeň. Levou částí srdce protéká okysličená krev, do levé síně pak ústí 4 plicní žíly. Mezi levou síní a komorou je bikuspidální chlopeň, mezi komorou a aortou poloměsíčitá. Odkysličená krev z těla přitéká do pravé síně, potom přes trojcípou chlopeň do pravé komory, odtud pak putuje dvěma plicními tepnami do plic, kde dojde k okysličení. Z plic krev odtéká čtyřmi plicními žilami do levé síně, odtud přes dvojčípou (mitrální) chlopeň do levé komory a nakonec do aorty, odkud se krev rozvádí do těla (viz obrázek č.1). [1]



*Obrázek 1 Anatomický popis srdce, převzato z  
[<http://absolventi.gymcheb.cz/2006/pechrjir/srdce.html>]*

## 2.2. Převodní systém srdeční

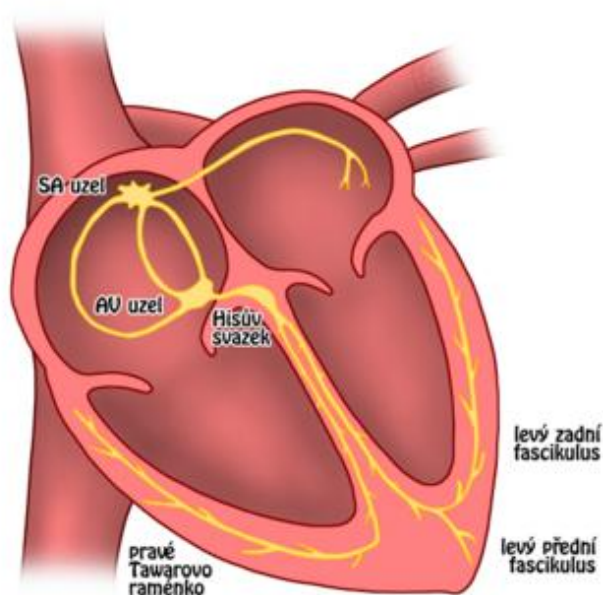
V srdci se nachází dvě skupiny buněk: buňky převodního systému, které vytváří elektrickou aktivitu srdce, a buňky pracovního myokardu, které mají schopnost kontrakce a zajišťují mechanickou aktivitu srdce. Převodní systém je skupina specializovaných buněk, které tvoří akční potenciály způsobující pravidelné stahy pracovního myokardu.

### **Části převodního systému:**

- a) Sinoatriální uzel (SA uzel)
- b) Internodální síňové spoje
- c) Atrioventrikulární uzel (AV uzel)
- d) Hisův svazek
- e) Pravé a levé raménko Tawarovo
- f) Purkyňova vlákna

Vzruch vzniká v sinoatriálním uzlu. Tento primární pacemaker udává rytmus 70-90/min a nachází se v pravé síni blízko ústí horní duté žíly. Z SA uzlu se vzruch šíří do obou síní přes internodální síňové spoje, které tvoří čtyři preferenční dráhy. Další částí převodního systému je atrioventrikulární uzel, kde dochází ke zpoždění impulsu. AV uzel je sekundární pacemaker, při poruše SA uzlu přebírá jeho činnost a udává rytmus 40-60/min. Vzruch se dál šíří Hisovým svazkem do komor, potom pokračuje pravým a levým raménkem Tawarovým podél mezikomorového septa až k Purkyňovým buňkám. To jsou konečné části převodního systému, přes které se vzruch dostává k pracovnímu myokardu komor (viz obrázek č. 2). V případě nečinnosti obou uzlů vznikají vzruchy v oblasti Tawarových ramének. Mají nízkou frekvenci, max. 30/min, a tento rytmus se nazývá idioventrikulární. Vzruch se v srdci šíří podle pravidla „vše nebo nic“, to znamená, že pokud má stimulační podnět malou intenzitu, nedojde k podráždění srdce, a má-li dostatečnou intenzitu, podráždí se všechny buňky. [2,3,5]

## PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDEČNÍ

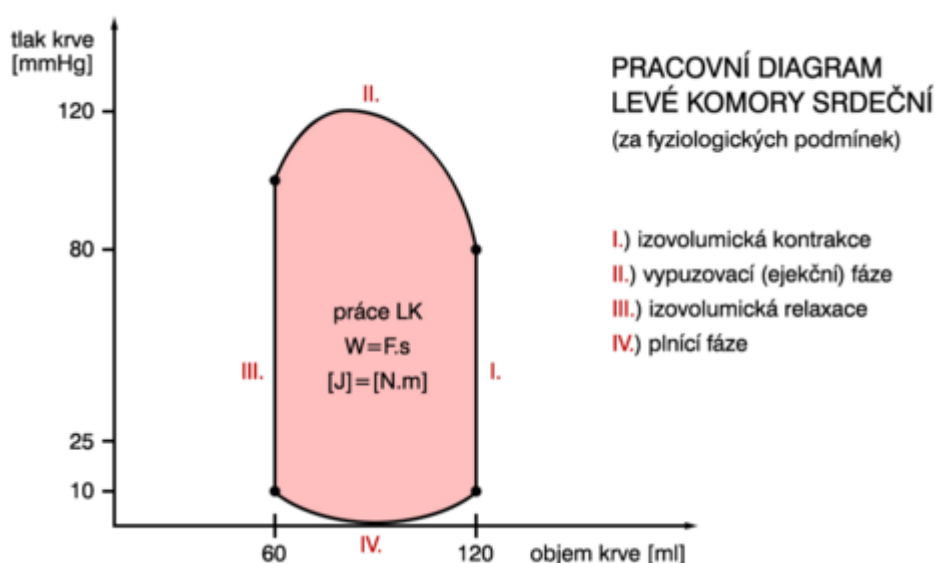


Obrázek 2 Převodní systém srdeční, převzato z  
[[http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Srdce\\_prevodni\\_system.png](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Srdce_prevodni_system.png)]

## 2.3. Fyziologie srdce

Srdeční revoluce označuje jeden srdeční cyklus a má dvě části, systolu a diastolu. Srdce pracuje na principu kontraktálního čerpadla, které závisí na otevírání a zavírání chlopní. Rozlišujeme dvě fáze systoly, zaprvé fázi izovolumické kontrakce, kdy stah myokardu komor způsobí vzrůst tlaku a tím i uzavření cípatých chlopní. Poloměsíčité chlopně jsou také uzavřeny, dokud tlak v komoře nepřesáhne tlak v aortě a plicnici. Potom se poloměsíčité chlopně otevřou a nastane druhá, ejekční fáze. Při ní je krev z komor vypuzena do velkých tepen. Objem komor se zmenší na své minimum. Když tlak poklesne níž než je tlak ve velkých tepnách, poloměsíčité chlopně se uzavřou a systola končí. Také diastola začíná stavem, kdy jsou všechny chlopně uzavřené. První fáze diastoly je izovolumická relaxace. Dochází k poklesu tlaku až na hodnoty nižší než v síních, díky tomu se otevřou cípaté chlopně a nastává fáze plnění. Ta se dělí na tři podfáze, fáze rychlého plnění komor, fáze pomalého plnění komor a systola síní (viz obrázek č. 3).

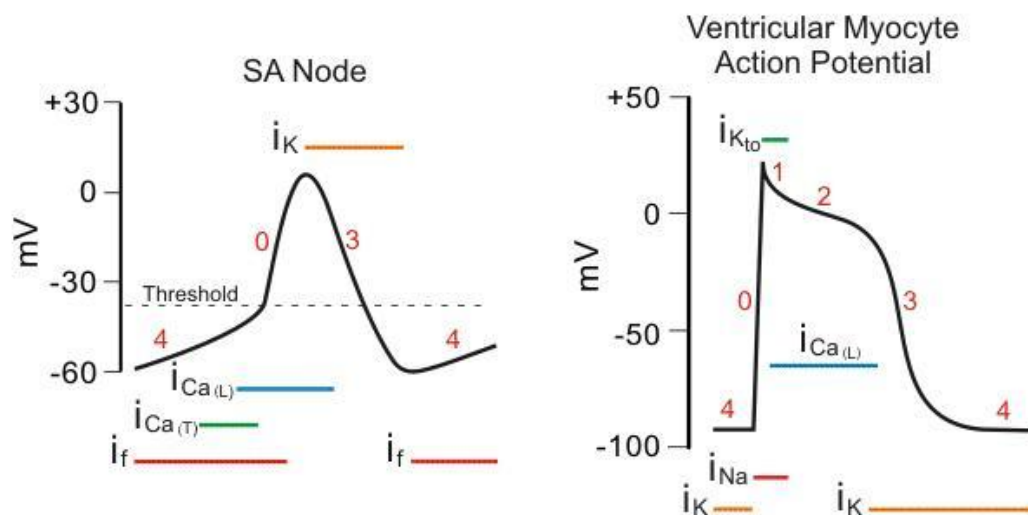
Srdce je nadáno automacií, ale tepová frekvence a síla stahu jsou regulovány vegetativním nervovým systémem. Sympatikus zvyšuje frekvenci, parasympatikus naopak snižuje. Srdeční frekvence je z velké části ovlivněna aktivitou vagu (parasympatiku). [2,3]



Obrázek 3 Pracovní diagram srdce, převzato z  
[[http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Pracovní\\_diagram\\_LK.png](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Pracovní_diagram_LK.png)]

## 2.4. Děje na membráně

Buňky srdečního svalu stejně jako nervové buňky a buňky kosterních svalů reagují na podráždění. Při podráždění membrány buněk vzniká akční potenciál, ten je různý u buněk převodního systému a u buněk pracovního myokardu. Na buněčných membránách je klidový membránový potenciál, který má hodnotu přibližně  $-90$  mV. Při podráždění se membrána depolarizuje až na  $+30$  mV. V klidovém stavu je vnitřní strana membrány negativnější oproti vnější. To je způsobeno rozdílnou koncentrací iontů v intracelulárním a extracelulárním prostředí, různou propustností membrány pro jednotlivé ionty a činností sodíko-draslíkové iontové pumpy. V intracelulárním prostředí je vysoká koncentrace draslíku a nízká sodíku. V extracelulárním prostředí je naopak vysoká koncentrace sodíku a nízká draslíku, dalším prvkem s vyšší koncentrací je chlor. V ideálním modelu je podíl kladných a záporných iontů v obou prostředích vyrovnaný, jsou tedy obě elektroneutrální. Reálně je membrána dobře propustná pro draslík, který se na základě koncentračního gradientu pohybuje ven z buňky, dokud nedojde k vyrovnání sil koncentračního a elektrického gradientu. Tak vzniká negativní klidový potenciál. Na základě buzení od sousedních buněk nebo vlastní aktivitou vzniká akční potenciál. Sinoatriální a atrioventrikulární uzel jsou pacemakery, nemají pravý klidový potenciál a depolarizace je u nich způsobena otevřením pomalých kalciových kanálů. Buňky převodního systému mají pomalou depolarizaci. Poté nastává repolarizace otevřením draslíkových kanálů. Akční potenciál non-pacemakerových buněk je způsoben hlavně rychlými sodíkovými kanály. Buňky pracovního myokardu mají rychlou depolarizaci. Po této rychlé depolarizaci nastává plató akčního potenciálu, tedy zpomalení repolarizace. Teprve potom dochází k repolarizaci draslíkovými kanály (viz obrázek č. 4). Při podráždění je buňka v refrakterní fázi, to znamená, že nereaguje nebo reaguje nedostatečně na další podněty. Rozlišuje se absolutní refrakterní fáze, kdy buňka nereaguje na žádné podráždění, a relativní refrakterní fáze, kdy je dráždivost buňky pouze snížena a podráždění lze vyvolat nadprahovým podnětem. [3,4,5]



Obrázek 4 Průběh akčního potenciálu buňky převodního systému a buňky pracovního myokardu, převzato z [www.cvphysiology.com]

Fáze 0 představuje rychlou depolarizaci po otevření sodíkových nebo kalciových kanálů. Následuje počáteční depolarizace (Fáze 1) způsobená otevřením draslíkových kanálů, která dále přechází v plató (Fáze 2). Fáze 3 vyjadřuje rychlou repolarizaci, poté následuje Fáze 4, která odpovídá klidovému membránovému potenciálu. Treshold je prahová hodnota potenciálu nutná k podráždění buňky.



### 3. Elektrokardiografie

Elektrokardiogram je záznam elektrické aktivity srdce získaný pomocí elektrokardiografu. Zachycuje změny elektrických potenciálů v závislosti na čase. Je to základní diagnostická metoda v kardiologii. EKG je neinvazivní a dostupné vyšetření, ze kterého je možné zjistit řadu srdečních poruch. Obvykle se zaznamenává pomocí elektrod umístěných na povrchu těla, elektrody mohou být umístěny ale i na stěně jícnu nebo přímo v srdci. Délka standardního záznamu je 10s. Při nutnosti delšího sledování se používá Holterovo monitorování. Při něm se EKG snímá po dobu 24 hodin nebo 7 dnů při běžné činnosti pacienta. Další metodou je zátěžové EKG, které se zaznamenává během fyzické zátěže. EKG se normálně zapisuje rychlostí posunu papíru 25mm/s, jeden velký čtverec na papíru představuje 200 ms a je dále rozdělen na 5 malých čtverců. Povrchový signál dosahuje hodnot v řádu milivoltů. První elektrokardiograf sestrojil v roce 1906 Willem Einthoven, který použil strunový galvanometr a zavedl systém končetinových svodů používaný dodnes. [4,5,7,17]

#### 3.1. Druhy svodů

Einthovenovy svody jsou bipolární, protože se měří hodnota napětí mezi dvěma elektrodami. První svod je tvořen elektrodami na pravém a levém zápěstí, druhý svod tvoří elektrody na pravém zápěstí a levém kotníku, poslední třetí svod vzniká mezi elektrodami na levém zápěstí a levém kotníku. Čtvrtá elektroda se připojuje na pravý kotník a slouží k uzemnění. Směr vektoru je vždy od záporné elektrody ke kladné. Bipolární svody se označují jako I, II, III.

**Napětí bipolárních svodů:**

$$I = L - R$$

$$II = F - R$$

$$III = F - L$$

K bipolárním svodům přibýly v roce 1934 svody unipolární, kde se měří rozdíl potenciálů mezi elektrodou na některé z končetin a indiferentní elektrodou. Tou je tzv. Wilsonova svorka a vzniká spojením tří končetinových elektrod pomocí tří stejně velkých odporů do jednoho uzlu. Takto získaný signál má však malou amplitudu a je

špatně čitelný. Proto v roce 1942 zavedl Emanuel Goldberger augmentované unipolární svody. Měří se tu napětí mezi jednou z elektrod a indiferentní elektrodou tvořenou dvěma zbývajících elektrodami. Tyto zesílené svody jsou označeny aVR, aVL, aVF.

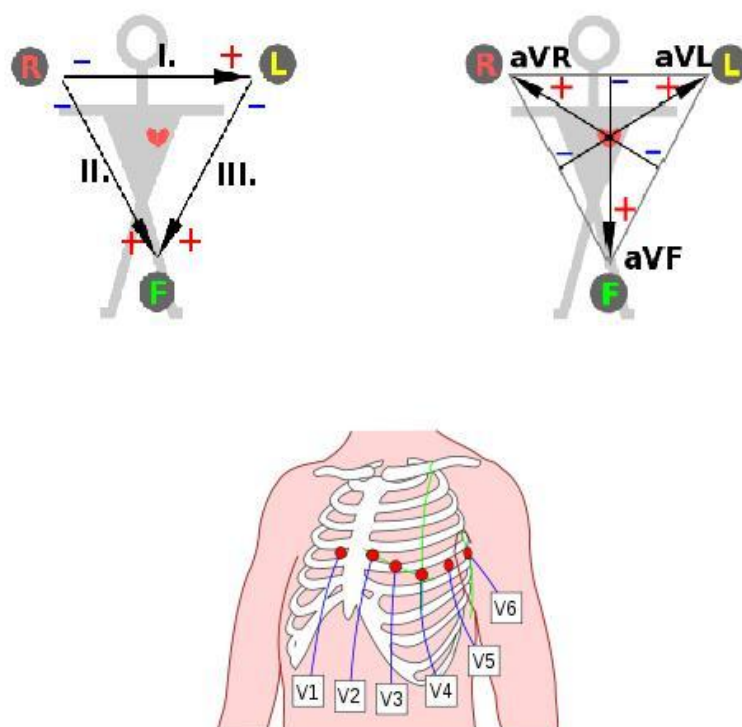
**Napětí augmentovaných svodů:**

$$aVR = (2R - L - F)/2$$

$$aVL = (2L - R - F)/2$$

$$aVF = (2F - R - L)/2$$

Končetinové svody měří EKG signál ve frontální rovině. Dále máme šest hrudních svodů, které jsou rovněž unipolární, vztažené k Wilsonově svorce. Měří signál v rovině transverzální. V dnešní době má standardní EKG záznam 12 svodů, které se získávají pomocí 10 elektrod (viz obrázek č. 5). [4,6,7]



Obrázek 5 Bipolární, unipolární a hrudní EKG svody, převzato z [http://commons.wikimedia.org]

### 3.2. Průběh EKG signálu

V EKG záznamu popisujeme dvě vlny a tři kmity (viz obrázek č. 6).

**Vlna P-** vyjadřuje depolarizaci síní, během ní se impuls šíří z SA uzlu do obou síní. P vlna je při fyziologickém rytmu pozitivní ve svodech II, III a aVF, negativní je ve svodu aVR.

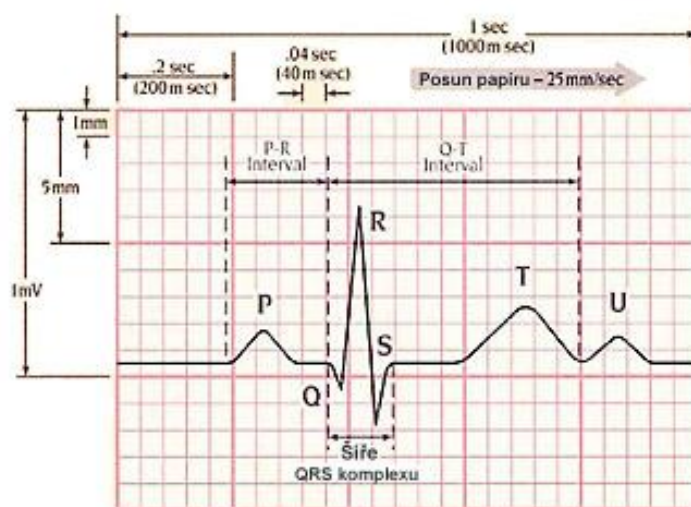
**PQ segment-** po P vlně následuje úsek izoelektrické linie, při kterém impuls prochází AV uzlem, kde dojde ke zpoždění. Doba trvání P vlny a segmentu PQ tvoří PQ interval, který je důležitý v diagnostice.

**QRS komplex-** skládá se z kmitů Q, R a S a vyjadřuje depolarizaci komor. V QRS komplexu je také obsažena repolarizace síní. Ne v každém svodu se projeví všechny kmity, kmit Q je proto první negativní kmit po P vlně, kmit R je první pozitivní a kmit S je jakýkoli negativní kmit po R.

**ST segment-** následuje po QRS komplexu, je to izoelektrický segment, a vyjadřuje dobu, kdy jsou komory ještě depolarizovány.

**T vlna-** poslední část, což je projev repolarizace komor. Fyziologicky má stejný směr jako komplex QRS. Od začátku komplexu do konce vlny T se měří QT interval, který je závislý na tepové frekvenci, proto se používá korigované QTc.

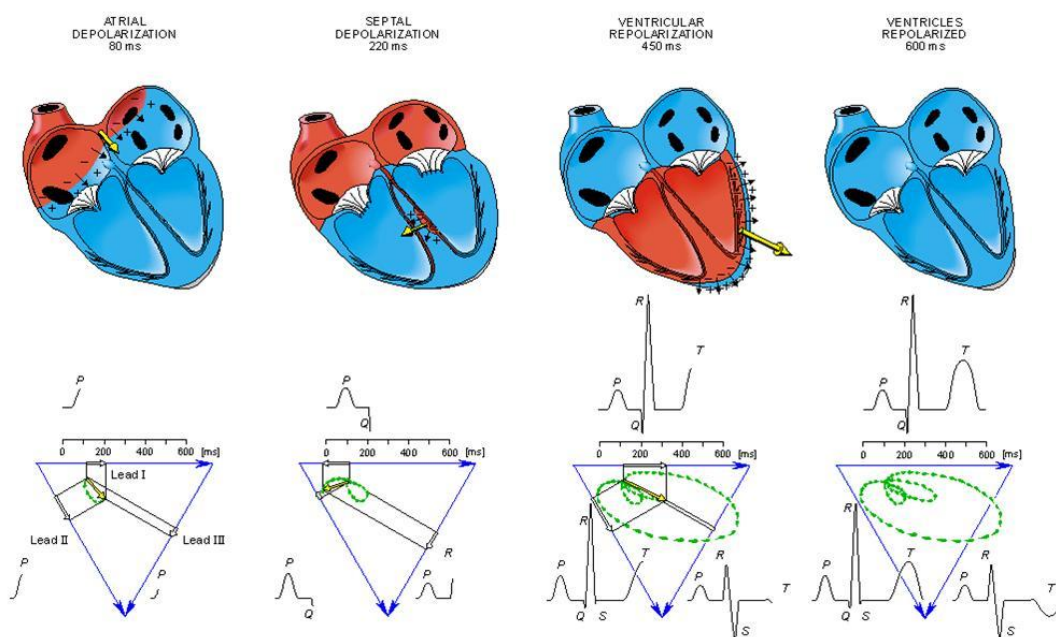
**TP segment-** izoelektrická linie mezi T vlnou a P vlnou následujícího stahu. [4,6,17]



Obrázek 6 Záznam EKG, převzato z [24]

### 3.3. Elektrická osa srdeční a srdeční vektor

Elektrická osa představuje směr vektoru srdeční aktivity během postupující depolarizace síní a komor. Rozlišujeme elektrickou osu vln P a T, a osu komplexu QRS, která charakterizuje šíření vzruchu v komorách. Právě tato osa se v užším smyslu považuje za elektrickou osu srdeční. Elektrickou aktivitu srdce lze v každém okamžiku nahradit jedinou veličinou- okamžitým srdečním vektorem (viz obrázek č. 7). Během jednoho stahu srdeční vektor rotuje a mění svoji velikost, v každém svodu se proto zapíše jiná výchylka. Pokud vektor elektrické aktivity směřuje kolmo k elektrodě, zapíše se pozitivní výchylka ve svodu, pokud směřuje od elektrody, zapíše se negativní. Nulová výchylka vznikne, pokud je vektor rovnoběžný s elektrodou. Fyziologicky je elektrická osa podobná s anatomickou osou srdce. Normální rozsah je od  $-30^\circ$  do  $+105^\circ$ . Stanovení osy je důležité pro diagnostiku, ale velká odchylka od normy nemusí znamenat patologický stav. [4,6,7]



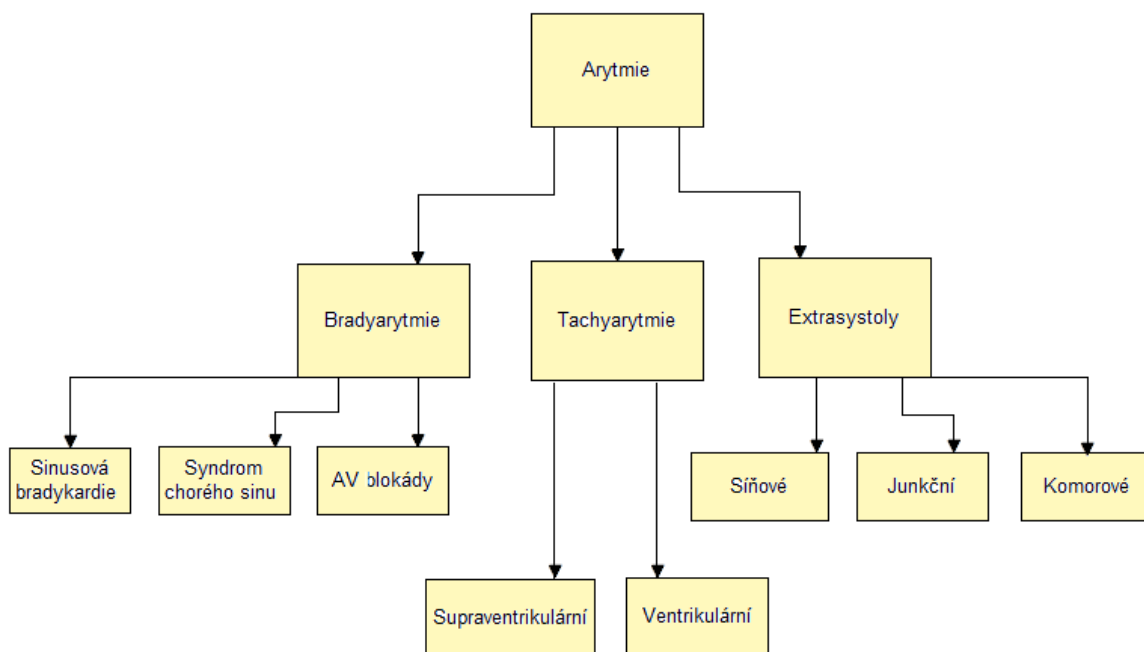
Obrázek 7 Směr srdečního vektoru během jednoho srdečního stahu a jeho zobrazení v končetinových svodech EKG, převzato z [<http://www.bem.fi/book/15/15.htm>]

## 4. Arytmie

Arytmie je definována jako porucha srdečního rytmu. Jde o rytmus, který se liší od pravidelného sinusového, tedy že P vlna je následována komplexem QRS. Většinou jsou arytmie způsobeny poškozením převodního systému, kdy dochází k abnormální tvorbě nebo vedení vzruchů v srdci. Arytmie jsou jedním z nejčastějších srdečních onemocnění ve světě. Většinou jsou to arytmie nezávažné, které nemají žádné klinické projevy, takže si je postižený ani neuvědomuje. Zcela běžná je respirační sinusová arytmie, kdy srdeční frekvence kolísá v závislosti na dýchání. Existuje ale i řada setrvalých a záchvatovitých arytmií, které způsobují komplikace a mohou být nebezpečné pro pacienty s jiným srdečním onemocněním. Neexistuje vztah mezi závažností arytmie a tím, jak ji pacient vnímá. [8, 12,24]

### 4.1. Klasifikace arytmií

Arytmie lze klasifikovat podle různých hledisek (viz obrázek č. 8). Podle příčin se arytmie dělí na poruchy tvorby vzruchu, poruchy vedení vzruchu a kombinaci obou. Poruchy tvorby vzruchu mohou být buď ortotopické (vznikající ve stejném místě), sem patří sinusová bradykardie a syndrom chorého sinu, nebo heterotopické, do kterých řadíme extrasystoly. Poruchy vedení vzruchu jsou různé blokády (SA blokáda I-III, AV blokáda I-III, blokády Tawarových ramének) a syndrom preexcitace. Nejzákladnější dělení je podle srdeční frekvence na bradyarytmie a tachyarytmie. Bradyarytmie jsou arytmie se srdeční frekvencí pod 60/min. Zahrnují sinusovou bradykardii, syndrom chorého sinu, syndromy karotického sinu a AV blokády. Tachyarytmie jsou arytmie se srdeční frekvencí nad 100/min a označují síňové a komorové tachykardie, fluttery, fibrilace, AV reentry a AV junkční tachykardie. Tachyarytmie se dělí na supraventrikulární a komorové. Parametrem je šířka QRS a místo vzniku arytmie. Supraventrikulární arytmie vznikají v síních, nad AV uzlem a komorové arytmie vznikají v komorách a mají proto široký QRS komplex. Dalším faktorem dělení je místo vzniku, rozlišují se arytmie supraventrikulární, pocházející ze svaloviny síní nebo ze síňokomorového uzlu, a komorové, ze svaloviny komor. Nakonec podle klinické závažnosti arytmie dělíme na maligní, tedy život ohrožující (např. srdeční selhání, šok, náhlá smrt) a benigní (asymptomatické). [5,8,19]



*Obrázek 8 Rozdělení arytmí*

## 4.2. Příčiny vzniku arytmí

Příčinou vzniku arytmí jsou poruchy elektrického systému srdce, které jsou následkem onemocnění srdce (např. zvětšení srdce při dlouhodobě neléčené hypertenzi), ischemická choroba srdeční, kardiomyopatie) Arytmie mohou vznikat také jako důsledek abnormalit množství minerálních látek přítomných v krvi (např. vápníku, draslíku, hořčíku), působení stresu, zánětu srdečního svalu (myokarditidy), užívání některých léků, otravy a jiné. Někdy příčina arytmie není známá. Některé druhy arytmí, resp. náchylnost k jejich vzniku, jsou dědičné. [12]

## 4.3. Projevy a příznaky

Arytmie mají vliv na hemodynamickou a elektrickou činnost srdce. Elektrické změny se projeví na EKG. Mezi hemodynamické základní faktory se řadí srdeční frekvence (chronotropie), síla kontrakce (inotropie) a objem tekutiny (volemie). Tyto faktory jsou ovlivněny mimo jiné srdeční frekvencí. Bradyarytmie snižují srdeční výdej a zvyšují náplň komory. Tachykardie zvyšují kontraktilitu, zhoršují prokrvení srdce a zvyšují spotřebu kyslíku. To se projeví i jako subjektivní příznaky, tedy změny, které vnímá pacient. Liší se podle druhu arytmie a podle základního onemocnění pacienta.

Pacienti s arytmiemi mohou pociťovat palpitace (bušení srdce), chvění na hrudi, dušnost, závratě, bolest nebo tlak na hrudi, v těžších případech mohou mít krátkodobé ztráty vědomí nebo synkopu (porucha vědomí s rychlou spontánní úpravou). [5,8]

#### 4.4. Diagnostika arytmí

Správná diagnóza arytmie je důležitá pro následující léčbu. Hlavní úlohu v diagnostice hraje anamnéza a fyzikální vyšetření. V anamnéze nás zajímají subjektivní příznaky, čas nástupu arytmie, spojitost s vnějšími podněty, předchozí onemocnění, užívané léky a podobné onemocnění u členů rodiny. Klinické vyšetření zahrnuje aspekci, auskultaci, palpaci pulzu a zhodnocení celkového stavu pacienta. Zásadním vyšetřením v kardiologii jsou různé formy EKG, díky kterým lze arytmiu potvrdit a určit, o jaký typ jde. Při symptomatických arytmiích, kde jsou příznaky tak časté, že je pravděpodobné zachycení během jednoho dne, se používá Holterovo monitorování (viz obrázek č. 9). Pokud jde o sporadicky se vyskytující arytmiu, používá se epizodní záznamník EKG. Pacient při záchvatu arytmie přiloží záznamník na hrudník a takto získaný záznam se pak odešle ke zhodnocení lékaři. Implantabilní záznamník umožňuje dlouhodobé sledování až v řádu let, důvodem implantace mohou být velmi ojedinělé synkopy. Některé arytmie se vyskytují pouze při fyzické námaze, potom se volí zátěžové EKG. Důležitou diagnostickou metodou je i invazivní elektrofyzilogické vyšetření. [5,13,14,24]



*Obrázek 9 Holterovo monitorování monitorování, převzato z  
[[http://en.wikipedia.org/wiki/File:Alex\\_CM4000.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Alex_CM4000.jpg)]*

#### 4.5. Léčba arytmií

Léčba arytmií se opět řídí druhem arytmie. Bradykardie se mohou řešit implantováním kardiostimulátoru (viz obrázek č. 10). Ten se umístí do podklíčkové oblasti a přes vena subclavia se elektrody zavádí do srdečních dutin. Tachyarytmie v minulosti nebylo snadné léčit, některé z nich je možné léčit farmakologicky pomocí antiarytmik, v krajním případě zevní defibrilací. Poměrně novou metodou je radiofrekvenční katetrizační ablace, při které pomocí vysokofrekvenčního proudu dojde k destrukci tkáně zodpovědné za vznik arytmie. Katetrizační ablace navazuje na elektrofyzilogické vyšetření. Další možností je implantace kardioverter-defibrilátoru. Je indikován v případech, kdy se nepodaří odstranit příčinu arytmie, v případě vzniku tachykardie ji ukončí. Mechanismem ukončení může být výboj o nízké energii, výboj o vysoké energii nebo stimulace výboji s vysokou frekvencí. Prevenci před arytmiemi může představovat úprava životního stylu, jelikož vznik arytmií mohou podpořit různé faktory, např. kouření, obezita, stres, pití alkoholu nebo nápojů s kofeinem. Pro diagnostiku i léčbu supraventrikulárních arytmií lze použít vagové manévry. Jedná se o způsoby stimulace parasympatického nervového systému, které vedou k zastavení některých paroxysmálních tachykardií. Vagových manévru je celá řada. Valsalvův manévr je nejběžnější z nich, provádí se usilovným výdechem při zavřené hlasové štěrbině. Dále je to tlak na oční bulbus a masáž karotického sinu, které by měl použít pouze lékař. V neposlední řadě se arytmie léčí terapií základního srdečního onemocnění, které arytmií způsobuje. [5,13,14,24]



*Obrázek 10 Kardiostimulátor, převzato z [<http://www.praha3.cz/oblasti-pusobnosti/zdravotnictvi-a-socialni-oblast/fnkv-kardiostimulatory.html>]*



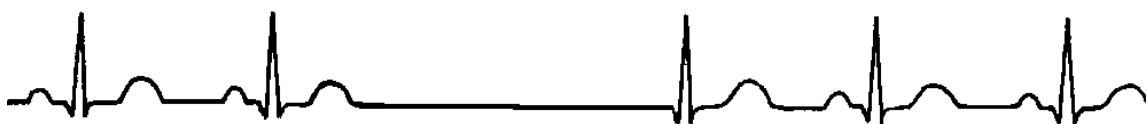
## 5. Typy arytmií

### 5.1. . Bradyarytmie

Bradyarytmie jsou všechny poruchy rytmu, u nichž je tepová frekvence nižší než 60/min. Může vzniknout v jakémkoli místě převodního systému bloádou nebo poruchou automacie. Frekvence vzniku impulsů v jednotlivých částech převodního systému klesá odshora dolů, takže arytmie vzniklé bloádou proximálně jsou benignější než arytmie vzniklé distálně. V případě blokády SA uzlu přebírá funkci junkční oblast, při blokádě AV uzlu nastává idioventrikulární rytmus.[8,17]

#### 5.1.1. Sinusová zástava

Při sinusové zástavě nevznikají v SA uzlu impulsy (viz obrázek č. 11). Po dobu několika sekund nedochází k žádné síňové aktivitě. Pauza může být následovaná „uniklým“ komorovým stahem. Sinusové zástavy se objevují poměrně často, klinicky významné jsou pouze tehdy, pokud jsou provázeny symptomy. Na EKG se projevuje jako výpadek vlny P a následujícího komplexu QRS, pauza neodpovídá násobku P-P intervalu, jak je tomu u SA blokády. Obvykle se činnost SA uzlu obnoví po několika sekundách, pokud ale zástava trvá delší dobu, srdce přejde na náhradní rytmus. Příznakem sinusové zástavy je synkopa, při kratší pauze se nemusí nijak projevit. Příčinou zástavy může být degenerativní onemocnění převodního systému (sick sinus syndrom), nebo následek medikamentózní léčby, která potlačuje účinek sympatiku.[8,17]



*Obrázek 11 Sinusová zástava, převzato z [20]*

### 5.1.2. Sinusová bradykardie

Sinusová bradykardie je označení pro normální fyziologický rytmus s frekvencí nižší než 60/min (viz obrázek č. 12). Vzruch se poté šíří normálním způsobem. Fyziologicky se bradykardie vyskytuje u sportovců, u některých osob ve spánku nebo u vagotoniků. Sinusová bradykardie může být také způsobena hypotermií, hypotyreózou nebo účinky léků, které zpomalují srdeční činnost. Akutně vzniklá bradykardie může provázet AMI, chronická provází degenerativní změny SA uzlu nebo reakci na léky. Nepřiměřená bradykardie označuje stavy nedostatečného k zajištění cirkulace. U každé sinusové bradykardie je nutné posoudit, zda je potřeba léčba. [8,17]



*Obrázek 12 Sinusová bradykardie, převzato z [20]*

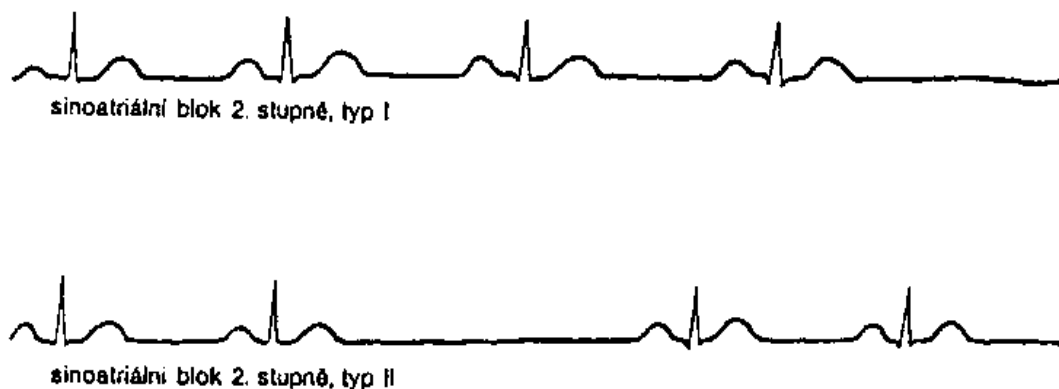
### 5.1.3. SA blokáda

V SA uzlu vzniká impuls s normální frekvencí, nedochází ale k převodu na svalovinu síní (viz obrázek č. 13). Podle závažnosti se dělí na 3 stupně. První stupeň znamená prodloužení intervalu mezi vznikem impulsu a jeho převedením na svalovinu síní. Převádí se každý impuls a na EKG se nijak neprojeví, jen jako sinusový rytmus s nižší frekvencí. Tato blokáda je asymptotická, může ale přejít v blokádu vyššího stupně.

U druhého stupně nedochází k převodu všech impulzů. Dělí se na dva podtypy, v prvním případě dochází k postupnému prodlužování P-P intervalu, až dojde k výpadku vlny P a následujícího QRS komplexu. To se nazývá Wenckebachovy periody. V druhém podtypu dojde k výpadku bez předchozího prodlužování, pauza odpovídá násobku normálního P-P intervalu.

Třetí stupeň představuje kompletní blokádu. Na EKG se projeví výpadkem P vlny i QRS komplexu, pauza neodpovídá násobku normálního P-P intervalu. Srdce poté přejde

na náhradní rytmus, obvykle junkční. Na EKG se projeví jako junkční rytmus s negativními vlnami P za komplexy QRS nebo skrytými v nich, díky šíření vzruchu na síně opačným směrem. SA blokády jsou způsobeny degenerativními změnami SA uzlu, krátkodobé mohou být důsledkem léků. [8,17]



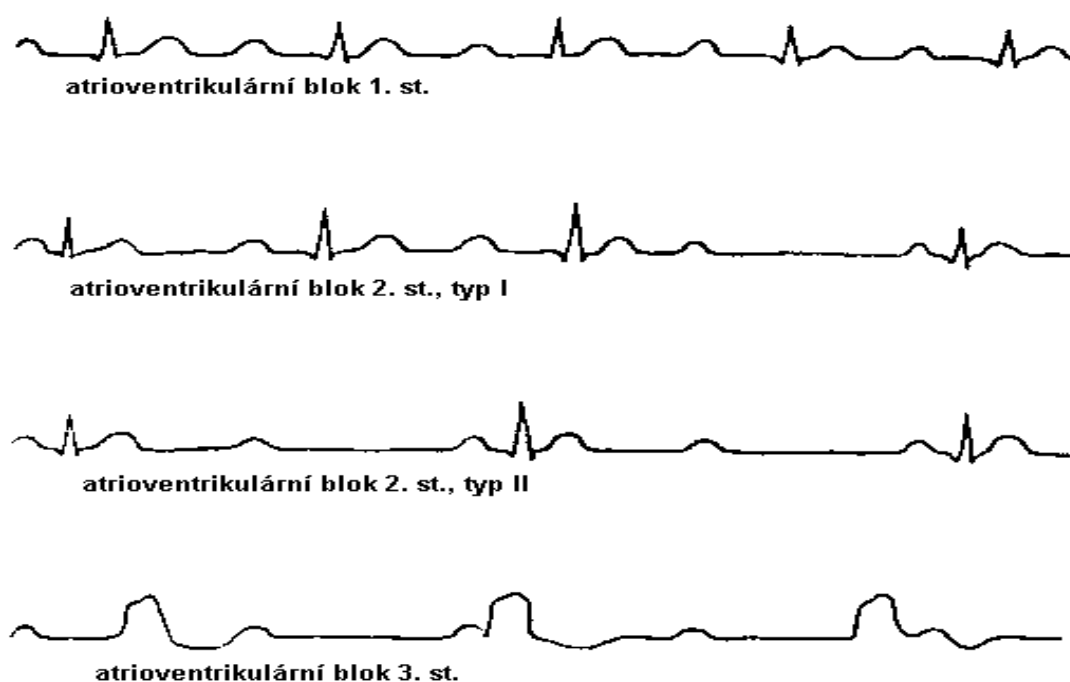
*Obrázek 13 SA blokáda, převzato z [20]*

#### 5.1.4. AV blokády

AV blokáda je definována jako porucha převodu vzruchu ze síní na komory (viz obrázek č. 14). Stejně jako u SA bloku existují 3 stupně podle závažnosti. U prvního stupně se převádí všechny impulsy, pouze je vedení zpomalené, nejde tedy vlastně o blokádu. PR interval je v tomto případě delší než 0,2 s. AV blokáda prvního stupně obvykle nemá žádné příznaky a nevyžaduje tudíž léčbu. Bylo však prokázáno zvýšené riziko rozvoje blokády vyššího stupně a vzniku fibrilace síní.

AV blokáda druhého stupně má 2 podtypy, u typu Wenckebach (Mobitz I) se převod na komory postupně prodlužuje, až dojde k výpadku komplexu QRS. Poté se cyklus opakuje od začátku. Pro určení tohoto bloku je důležitým předpokladem pravidelnost síňového rytmu. Pokud je akce síní nepravidelná, mohou existovat jiné důvody nepřevedení impulsu na komory. Podle počtu převedených vzruchů na komory se určuje poměr 5:4, 4:3 nebo 3:2, z nichž poslední je nejzávažnější. Typ Mobitz I je častější než Mobitz II, kde se doba převodu neprodlužuje a výpadek QRS komplexu se objeví náhle. Nicméně prognosticky závažnější je typ Mobitz II, u kterého je velké riziko vzniku kompletní AV blokády.

Třetím stupněm je úplná blokáda, při které se žádný síňový stah nepřevede na komory. Síň i komory v tomto případě tepou svým vlastním rytmem. Na EKG představují první rytmus P vlny s konstantním P-P intervalem, druhý rytmus se zobrazí jako komplexy QRS s konstantním R-R intervalem. Tyto rytmy mezi sebou nemají žádný vztah. [8,17]



*Obrázek 14 AV blokády, převzato z [20]*

## 5.2. Tachyarytmie

Tachyarytmie jsou všechny rytmy, které mají tepovou frekvenci vyšší než 100/min. Existují 3 základní mechanismy vzniku tachyarytmií:

**Abnormální automacie-** za fyziologický podmínek jsou automaci nadány pouze SA a AV uzel a Purkyňovy buňky. Za patologických podmínek může v pracovním myokardu vznikat spontánní depolarizace během fáze 4 akčního potenciálu (viz obrázek č. 15). Abnormální automacií vznikají supraventrikulární tachykardie.



*Obrázek 15 Mechanismus zvýšené automacie: spontánní depolarizace během fáze 4, převzato z [otm.oxfordmedicine.com]*

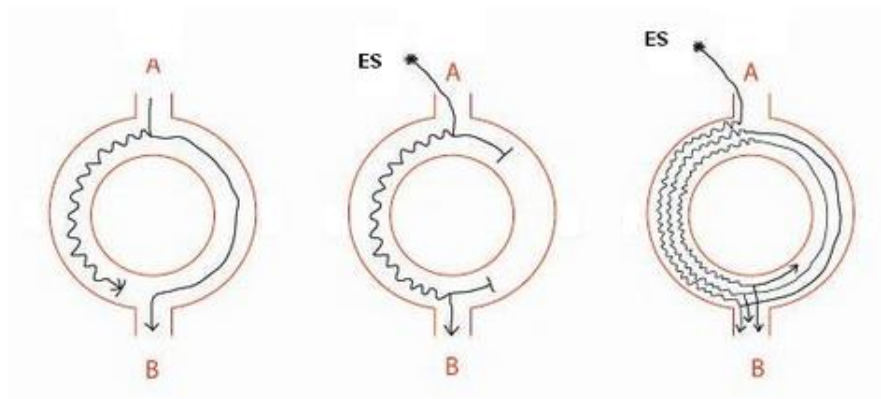
**Spouštěná aktivita-** jev, při kterém k automatické rytmicitě myokardu dochází pouze po aktivaci spouštěcím podnětem (viz obrázek č. 16). Elektrický impuls vzniká z následných depolarizací, což jsou oscilace akčního potenciálu, které se objevují v repolarizační fázi nebo těsně po ní. Pokud tyto oscilace dosáhnou hodnoty pro vznik akčního potenciálu, nastane spouštěný akční potenciál. Rozlišují se časná a pozdní následná depolarizace, podle toho, ve které fázi akčního potenciálu vznikají. Pomocí spouštěné aktivity vznikají extrasystoly nebo komorové tachykardie typu torsade de pointes.



*Obrázek 16 Mechanismus spouštěné aktivity: oscilace akčního potenciálu ve fázi 3, převzato z [otm.oxfordmedicine.com]*

**Reentry mechanismus-** dochází ke kruhovému šíření impulsu v myokardu (viz obrázek č. 17). Ten se nepřetržitě aktivuje, protože impuls vždy narazí na vzrušivou tkáň. Vzruch tedy putuje ve smyčce, která je rychlejší než depolarizace z SA uzlu, a proto nahrazuje jeho činnost. Podkladem pro vznik reentry okruhu je přítomnost dvou drah, které se liší ve vodivosti a refrakternitě. První dráha má rychlé vedení a dlouhou refrakterní dobu, druhá dráha naopak. Musí být vzájemně spojeny tak, aby mohly vytvořit kruh. Reentry se obvykle spouští extrasystolou. Reentry může mít funkční charakter, jestliže vzniká na základě funkční změny tkáně, nebo anatomický, kdy se jedná o důsledek morfologické změny, např. jizvy po infarktu myokardu. Reentry

mechanismem vznikají fibrilace, fluttery, monomorfní tachykardie, AVNRT a AVRT.[5,8,12,25]



*Obrázek 17 Mechanismus vzniku centry, převzato z  
[<http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Re-entry.PNG>]*

1. Vsruch se šíří z bodu A po rychlé dráze (vpravo). Vsruch, který se šíří po pomalé dráze (vlevo), je blokový, protože bod B je už depolarizován a nachází se v refrakterní fázi. Normální stav. 2. Vznik předčasného stahu (extrasystoly) pomocí pomalé dráhy, rychlá dráha je ještě v refrakterní fázi. 3. Vznik reentry okruhu je možný, pokud už skončila refrakterní fáze rychlé dráhy. Vsruch se vrací zpět a začne kroužit dokola.

Pro klinické účely je důležité odlišit arytmiie vzniklé reentry mechanismem od arytmií fokálních, které vznikají v jednom ohraničeném ložisku, ze kterého se šíří na okolní myokard. Sem právě patří zbývající dva mechanismy.

### 5.2.1. Sinusová tachykardie

Sinusová tachykardie označuje normální rytmus, který má frekvenci nad 100/min (viz obrázek č 18). Vzniká zvýšenou aktivitou SA uzlu, vlna P má na EKG normální tvar. Vysoká srdeční frekvence je důsledkem působení sympatiku a útlumem aktivity vagu. Podráždění sympatiku vede ke zvýšení rychlosti depolarizace SA uzlu a tím

k vyšší frekvenci. Příčin sinusové tachykardie je celá řada. Fyziologicky se objevuje u fyzické zátěže a u psychického vypětí zdravých lidí, sinusovou tachykardii způsobuje také bolest, hypoxie nebo hypotenze. Sinusová tachykardie je reakcí na řadu patologických stavů jako je anémie, nadměrná funkce štítné žlázy (hypertyreóza) nebo zvýšení tělesné teploty u horečnatých onemocnění. Sinusová tachykardie je také kompenzačním mechanismem, například při nízkém objemu krve v oběhu nebo při srdečním selhání. V neposlední řadě může být i důsledkem užívání návykových látek. Masáž karotid většinou tachykardii ukončí. Farmakologicky se může léčit pomocí beta-blokátorů, mnohem efektivnější léčba je odstranění příčiny tachykardie. Bez zjevných příčin se vyskytuje nepřiměřená sinusová tachykardie, ta je charakterizována trvalým zvýšením srdeční frekvence nepřiměřeně fyzické a emoční zátěži. Toto vzácné onemocnění postihuje nejčastěji ženy mladšího věku. Mechanismus vzniku není přesně známý, pravděpodobně jde o poruchu SA uzlu se zvýšenou automacií. [8,17]



*Obrázek 18 Sinusová tachykardie, převzato z [20]*

### 5.2.2. Supraventrikulární extrasystoly

Předčasné síňové stahy jsou impulsy vznikající v síni jinde než v SA uzlu (viz obrázek č 19). Extrasystoly mohou být izolované nebo se mohou vyskytovat v párech. Pokud se objeví více než čtyři extrasystoly za sebou, jedná se už o tachykardii. Jejich projevem na EKG je abnormální vlna P, štíhlý komplex QRS (vzruch prochází AV uzlem) a neúplná kompenzační pauza. Tvar vlny P závisí na místě vzniku impulsu. Na EKG mohou být špatně identifikovatelné. Impuls se při šíření po svalovině síní dostane zpětně i k SA uzlu, tam dochází k tomu, že se uzel „vybije“ a vzruch začne vznikat od nuly, nebo dojde k fenoménu overdrive suprese a další vzruch se objeví opožděně. Doba trvání síňové extrasystoly a normálního stahu je kratší než dva normální R-R intervaly, proto neúplná kompenzační pauza. Důvodem této postextrasystolické pauzy je právě

vybití SA ulzu. Extrasystoly se dělí na monotopní, které vznikají ve stejném místě a mají stejný tvar, a extrasystoly polytopní vycházející z různých ložisek. Většinou jde o paroxysmální tachykardie, s náhlým začátkem i koncem. Pacienti je vnímají jako nepravidelný tep nebo jeho vynechání. Extrasystoly mohou spouštět jiné vážnější arytmie nebo mohou vést k dilatační kardiomyopatii. Supraventrikulární extrasystoly se nejčastěji vyskytují u pacientů se strukturálním onemocněním srdce a jejich výskyt se zvyšuje s věkem. Ojedinělé předčasné stahy se vyskytují i u zdravých jedinců a jen výjimečně vyžadují léčbu. [8,17]



*Obrázek 19 Síňová extrasystola, převzato z [20]*

### 5.2.3. Flutter síní

Flutter (kmitání) je reentry tachykardie, která vzniká u typu I v pravé síni (viz obrázek č. 20). Při flutteru dochází k rychlým pravidelným stahům síní. Je charakterizován frekvencí síní nad 250/min a pravidelnou aktivitou. Obvykle je spojen i s rychlou činností komor. Flutter síní má dva typy, typický flutter vzniká v pravé síni a vzruch krouží kolem trojcípé chlopně. Atypický flutter není tak častý a má vyšší frekvenci. Může vzniknout v obou síních a obvykle je reentry okruhem jizva po chirurgickém výkonu. Flutter je méně častý než fibrilace síní, ale často do fibrilace přechází. Na EKG se u typického flutteru síní projeví flutterové vlnky připomínající zuby pily. AV uzel blokuje převod impulsu, takže existuje flutter síní s převodem na komory 2:1, 3:1 nebo 4:1. Někdy může být převod i nepravidelný. Nebezpečný stav je deblokovaný flutter, kdy se všechny impulsy převedou na komory a tento stav vede až k srdečnímu selhání. Příznaky flutteru jsou palpitace a podobně jako u fibrilace může flutter vést ke vzniku embolie. Příčinou vzniku je většinou strukturální onemocnění srdce. [8,17]





*Obrázek 20 Typický flutter síní, převzato z [20]*

#### 5.2.4. Fibrilace síní

Fibrilace (míhání) je vůbec nejčastější arytmie a objevuje se u stále většího počtu pacientů (viz obrázek č. 21). Nemocní s fibrilací síní pociťují palpitace, nedostatečně reagují na fyzickou zátěž a mají vysoké riziko vzniku mozkové příhody. Stejně jako flutter je charakterizována frekvencí síní nad 300/min. Přesný mechanismus vzniku není znám. Síňové stahy se na EKG projeví jako malé nepravidelné vlnky. Komorové stahy jsou nepravidelné, někdy s normální frekvencí, ale obvykle se vzruchy ze síní na komory převádí rychleji. Podle tvaru vlnek se fibrilace rozděluje na jemnovlnnou a hrubovlnnou. Další možné dělení je podle komorové odpovědi, na fibrilace s normální frekvencí komor, fibrilace síní s bradykardickou odpovědí komor a fibrilace s tachykardickou odpovědí komor. Může se objevovat v paroxysmální formě, kdy je možné ji ukončit farmakologicky nebo elektricky kardioverzí, ale i jako trvalá arytmie. Fibrilace síní je způsobena řadou srdečních onemocnění (hypertenzí, chlopenními vadami, srdečním selháním), paroxysmální forma někdy vzniká i u normálního nálezu na srdci. [8,17]



*Obrázek 21 Fibrilace síní, převzato z [20]*

### 5.2.5. AVNRT

Atrio-ventrikulární nodální reentry tachykardie je nejčastější supraventrikulární tachyarytmie (viz obrázek č. 22). Jde o paroxysmální pravidelnou tachykardii s frekvencí 140-250/min. Má původ v AV uzlu, kde se v tomto případě nachází 2 dráhy. Každá dráha vede impuls jinou rychlostí, jedna ze síní na komory a druhá zpět v klasickém reentry okruhu. Nejčastější forma má pomalé vedení ze síní na komory a rychlé zpět. Na EKG se projeví jako pravidelný rytmus se štíhlými komplexy QRS. P vlny buď nejsou vidět, nebo jsou skryty v QRS komplexu, výjimečně se objeví těsně za ním. Dualita AV vedení je vrozená. AVNRT je paroxysmální, s okamžitým nástupem i ukončením. Náhlý záchvat lze ukončit vagovými manévry nebo farmakologicky.[8,17]



Obrázek 22 AVNRT, převzato z [[http://en.ecgpedia.org/wiki/File:Avrt\\_small.svg](http://en.ecgpedia.org/wiki/File:Avrt_small.svg)]

### 5.2.6. AVRT

Atrio-ventrikulární reciproční tachykardie je reentry tachykardie objevující se u pacientů s WPW syndromem nebo na podkladě skrytých drah vedoucích pouze z komor na síně (viz obrázek č. 23). U WPW syndromu je přítomna akcesorní dráha mezi síněmi a komorami mimo AV uzel. Nedochází zde tudíž ke zpomalení impulsu v AV uzlu. Takzvaný syndrom preexcitace komor je předpokladem pro vznik AVRT. Tato přídatná dráha může být průchodná obousměrně, nebo jen jednosměrně. Pokud se impuls šíří ze síně na komory normální dráhou a akcesorní zpět, označuje se tachykardie jako orthodromní. Tato forma zahrnuje asi 95% všech případů AVRT. Pokud je tomu naopak, je to tachykardie antidromní. Na EKG se potom objeví vlny delta. Je to pravidelná arytmie, s frekvencí 140-220/min. Na EKG se orthodromní projeví jako štíhlý komplex QRS, antidromní má široký komplex QRS. Definitivní diagnóza proto bývá stanovena až při elektrofyzilogickém vyšetření. Na rozdíl od AVNRT je reentry

okruhem nejen AV uzel, ale i akcesorní dráha a vodivá část síní i komor. Přídavné dráhy jsou obvykle vrozené, ale mohou být důsledkem myokarditid. [8,17]



*Obrázek 23 Vlna delta na začátku QRS komplexu- WPW syndrom, převzato z [http://www.ecgpedia.nl/wiki/Bestand:Delta\_wave.svg]*

#### 5.2.7. Komorová tachykardie

Komorová tachykardie je definována jako 3 nebo více po sobě jdoucí komorové systoly o frekvenci větší než 100/min (viz obrázek č. 24). Komorové tachykardie jsou mnohem méně časté než supraventrikulární, mají ale závažnější důsledky. Mohou totiž přejít v komorovou fibrilaci a srdeční selhání. Na EKG zpravidla nejsou patrné P vlny. Komorové tachykardie mohou být monomorfní, tedy že mají stále stejný tvar QRS, nebo polymorfní. Podkladem pro vznik monomorfní tachykardie je reentry okruh v komorách. U starších pacientů jde o reentry tachykardii, pro kterou je arytmogenním ložiskem jizva po infarktu myokardu. Jedná se o pravidelnou tachykardii. Nesetrválá forma trvá méně než 30 s a označuje se jako benigní, delší než 30 s je setrválá a má hemodynamické důsledky. Polymorfní se na EKG zobrazí jako arytmie s různými širokými komplexy QRS. Zvláštním typem komorových tachykardií jsou torsades de pointes, které vypadá větvenovitě a je způsobena prodloužením QT intervalu. Pokud tachykardie vznikne více než třikrát během 24 hodin, je označována jako elektrická bouře. Někdy se krátké epizody komorové tachykardie mohou vyskytovat u zdravých jedinců, spíše ale objevují u lidí se srdečním onemocněním, jako například s ischemickou chorobou srdeční, revmatickými záněty srdce nebo kardiomyopatií. Příznaky jsou podobné jako u akutního srdečního selhání, dušnost, ztráta vědomí a palpitace. Komorové tachykardie na rozdíl od supraventrikulárních nereagují na vagové

manévry. Ke zrušení tachykardie se používá elektrická kardioverze o vyšších energiích než u fibrilace nebo flutteru síní.[8,17]



*Obrázek 24 Komorová tachykardie, převzato z [20]*

#### 5.2.8. Komorové extrasystoly

Předčasné stahy vznikají z důvodu ektopické komorové aktivity (viz obrázek č. 25). Vyskytují se až u 50% pacientů a jejich incidence se zvyšuje s věkem. Mají široký abnormální komplex QRS a jsou následovány úplnou kompenzační pauzou, tedy délka R-R intervalu před a za extrasystolou je stejná jako délka dvou normálních stahů. Vlna T má opačnou amplitudu než komplex QRS. Pokud extrasystola vzniká ve stále stejném místě komor, označuje se jako monotopní a má stále stejnou morfologii, pokud se místo vzniku mění, jde to polytopní neboli multifokální extrasystolu. Extrasystoly mohou být fixně vázané na předchozí stah, buď bigeminicky (na jeden normální stah jedna extrasystola) nebo trigeminicky (2 normální stahy a jedna extrasystola). Dvě extrasystoly jdoucí za sebou se nazývají kuplety a tři se označují jako triplety. Pravidelně se opakující extrasystoly vznikají reentry mechanismem. Extrasystoly bez vazby na předchozí stah jsou výsledkem zvýšené automacie nebo spouštěné aktivity. Předčasné stahy jsou často vnímány jako nepříjemné přeskocení srdce, zvláště pokud se objeví po dlouhé pauze. U nemocných s akutním infarktem myokardu mohou spustit maligní arytmii. Pokud extrasystoly pacient nevnímá, nevyžadují samy o sobě léčení. [8,17]



*Obrázek 25 Komorová extrasystola, převzato z [20]*

### 5.2.9. Flutter komor

Jde o pravidelnou arytmii, která se oproti fibrilaci komor vyskytuje naprosto výjimečně (viz obrázek č. 26). Na EKG se projeví jako sled pravidelných komorových komplexů, které připomínají sinusoidu o frekvenci kolem 200/min. Někdy je zaměnitelný s komorovou tachykardií. Stejně jako fibrilace komor má flutter za následek ztrátu vědomí a oběhovou zástavu. Jde o nestabilní maligní arytmii, která musí být co nejdříve ukončena, jinak vede k srdečnímu selhání.[8,17]



*Obrázek 26 Flutter komor, převzato z [20]*

### 5.2.10. Fibrilace komor

Fibrilace komor je rychlý sled nepravidelných komorových komplexů s frekvencí nad 300/min (viz obrázek č. 27). Při fibrilaci se převodní systém srdeční přestane synchronizovat, komorová aktivita je chaotická a má za následek zástavu krevního oběhu. Pokud není ihned ukončena, nastává smrt pacienta. Na EKG se objeví nepravidelné komplexy QRS, které postupně snižují amplitudu až do asystolie. Fibrilace je častá u pacientů s AMI, je to nejčastější příčina smrti. Její průběh lze ukončit defibrilací.[8,17]



*Obrázek 27 Fibrilace komor, převzato z [20]*

## 6. Matlab a vytvoření signálů

K simulaci EKG křivek některých arytmií byl použit program Matlab. Je to programové prostředí pro tvorbu algoritmů, analýzu dat a počítání s maticemi. Matlab je nazýván jazykem pro technické výpočty díky rychlému výpočetnímu jádru. Matlab je také nástrojem k simulaci dějů v různých oborech a ke grafickému zobrazení výsledků. Matlab se stal světově nejrozšířenějším programem pro zpracování dat.

Signály lze v Matlabu vytvořit dvěma základními způsoby. Buď si můžeme vytvořit vlastní signál jako posloupnost dat, ve formě vektorů nebo matic. Tato data se ukládají jako skripty nebo funkce do m-souborů. Vlastní signály lze také vytvořit pomocí vestavěných generátorů signálů. Druhým způsobem je načtení reálného signálu jako externí data ze souborů na disku nebo exportem z jiných aplikací. Pro tento simulátor byl vytvořen vlastní signál ve formě funkce uložené v m-souboru. Skripty obsahují zdrojový kód, se kterým může Matlab pracovat. Funkce jsou vlastně sofistikovanější skripty, jejich výhodou je, že mohou mít několik vstupních i výstupních parametrů. Ve vytvořených funkcích jsou vstupními parametry tepová frekvence a délka signálu. Výstupním parametrem je výsledný EKG signál. Funkce se v Matlabu tvoří ve vestavěném editoru jako posloupnost příkazů, funkci poté můžeme kdykoli vyvolat jejím názvem a zadáním hodnot vstupních parametrů.

Signály jsou v Matlabu reprezentovány jako vektory nebo matice. Všechny signály jsou číslicové, vždy se tedy jedná o množinu čísel. Výsledky jsou ale zobrazeny jako spojitý signál, jde tedy o simulaci analogových signálů. [9,11,21]

### 6.1. Metody tvorby EKG signálu

#### 6.1.1. Matematická metoda

Prvním způsobem vytvoření EKG signálu je matematické vyjádření Fourierovými řadami. Jakýkoli periodický signál, který splňuje Dirichletovy podmínky, lze pomocí Fourierových řad zapsat jako rozvoj goniometrických funkcí sinus a cosinus. Nejčastěji se Fourierovy řady uvádějí v trigonometrickém tvaru:

$$x(t) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(k\omega t) + b_k \sin(k\omega t))$$

**Fourierovy koeficienty:**

$$a_k = 2/T \int_0^T x(t) \cos(k\omega t) dt$$

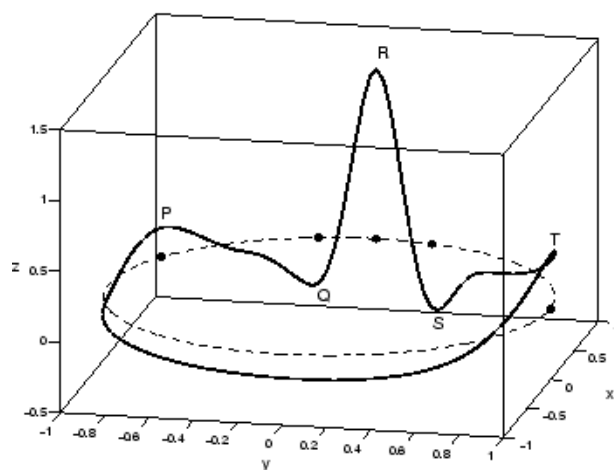
$$b_k = 2/T \int_0^T x(t) \sin(k\omega t) dt$$

$$a_0 = 1/T \int_0^T x(t) dt$$

Dirichletovy podmínky určují, že funkce musí být periodická, alespoň po částech spojitá, musí mít konečný počet extrémů a musí být definovaná v krajních bodech intervalu. EKG signál se dá považovat za spojitý periodický signál, kde periodu stanovuje tepová frekvence, proto je možné ho popsat Fourierovými řadami. Pomocí těchto řad lze vyjádřit celou jednu periodu signálu, nebo jeho části (u EKG signálu vlny a kmity). Druhá možnost je výhodnější, jelikož lze snadněji simulovat různé formy EKG křivek. [16,18]

### 6.1.2. Vektorová metoda

V této metodě se jedna perioda EKG zobrazuje jako smyčka v třírozměrném prostoru (viz obrázek č. 29). Jednotlivé vlny a kmity se projeví jako pozitivní nebo negativní výchylky ve směru osy z. Pohyb vektoru je pak popsán třemi rovnicemi, pro každou osu zvlášť. Tato metoda se používá u většiny generátorů EKG v Matlabu. [22]



*Obrázek 28 Vektorová metoda, převzato z  
[<http://www.physionet.org/physiotools/ecgsyn/>]*

### 6.1.3. Grafická metoda

Spočívá v navzorkování jedné periody reálného signálu nebo jeho částí a následném zpětném zobrazení. Při simulaci EKG signálu se často využívá se podobnost jednotlivých vln a kmitů se sinusoidou a trojúhelníkem. Části se pak poskládají za sebe, až vznikne výsledný signál. [22]



## 7. Simulátor EKG

Matlab umožňuje vytvoření grafického prostředí pomocí vestavěného nástroje GUIDE, když uživatelské rozhraní lze naprogramovat i bez tohoto nástroje. GUIDE je objektově orientované vývojové prostředí, kde jsou předdefinované ovládací a zobrazovací objekty. Všechny objekty jsou vidět v Component Palette, kde si je můžeme vybrat a umístit je na pracovní plochu (Layout Area). Tímto způsobem si vytvoříme vzhled uživatelského prostředí. V okně Property Inspector lze zjistit vlastnosti komponent (např. styl písma, barva pozadí,...) a nastavit je. Grafický návrh se uloží jako soubor s příponou .fig. Po uložení se automaticky vygeneruje m-soubor se zdrojovým kódem. Do tohoto kódu se naprogramují vztahy uživatelského prostředí s funkcemi generujícími signál. Vytvoření grafického prostředí v Matlabu má tedy tři kroky: vybrání komponent, nastavení jejich vlastností a naprogramování vztahů s funkcemi. [10,21]

Uživatelské prostředí umožňuje uživateli obsluhu aplikace i bez znalosti práce v Matlabu. Uživatelské prostředí by mělo být co nejjednodušší, aby uživateli bylo na první pohled jasné, jak funguje. [10,21]

### 7.1. Popis uživatelského prostředí

Simulátor se spouští prostřednictvím programu Matlab. V okně Command Window uživatel napíše příkaz simulator a potvrdí ho klávesou Enter. Celý program přitom musí být uložen v adresáři, který Matlab používá jako pracovní adresář. Pokud je program uložený v jiné složce, musí se tato složka nastavit jako pracovní pomocí okna Current Directory. Po spuštění programu se objeví okno aplikace (viz obrázek č. 29). Toto okno slouží ke komunikaci uživatele s programem. Na něm jsou následující objekty

#### **Prostor pro vykreslení grafu**

Při spuštění programu se zde objeví nápověda, ve které jsou základní informace o tom, jak program používat. Po vybrání arytmie nebo sinusového rytmu ze seznamu, zadání parametrů a stisknutí tlačítka Vykreslit křivku se v tomto prostoru objeví zvolená křivka. Zobrazí se pomocí grafické komponenty Axes, která slouží k vykreslení a editaci 2D a 3D grafů.

## **Seznam arytmií pro výběr křivky**

V panelu Nastavení programu je první komponentou seznam arytmií. Tvoří ho popup menu a po kliknutí na něj se objeví seznam, ve kterém je 13 položek. Na prvním místě je sinusový rytmus, dále pak 12 arytmií. Ze seznamu lze kliknutím vybrat pouze jednu položku.

## **Pole pro nastavení parametrů**

V panelu Nastavení jsou 3 edity, neboli přepisovatelná pole, která umožňují uživateli vkládat data. V prvním z nich si uživatel nastavuje tepovou frekvenci, která je v základu omezena na interval 30-250/min, u jednotlivých arytmií se toto rozmezí liší. Pro načtení hodnoty, kterou uživatel zadá do editačního pole, se používá příkaz `get`, kterým se načte obsah vlastnosti `String`.

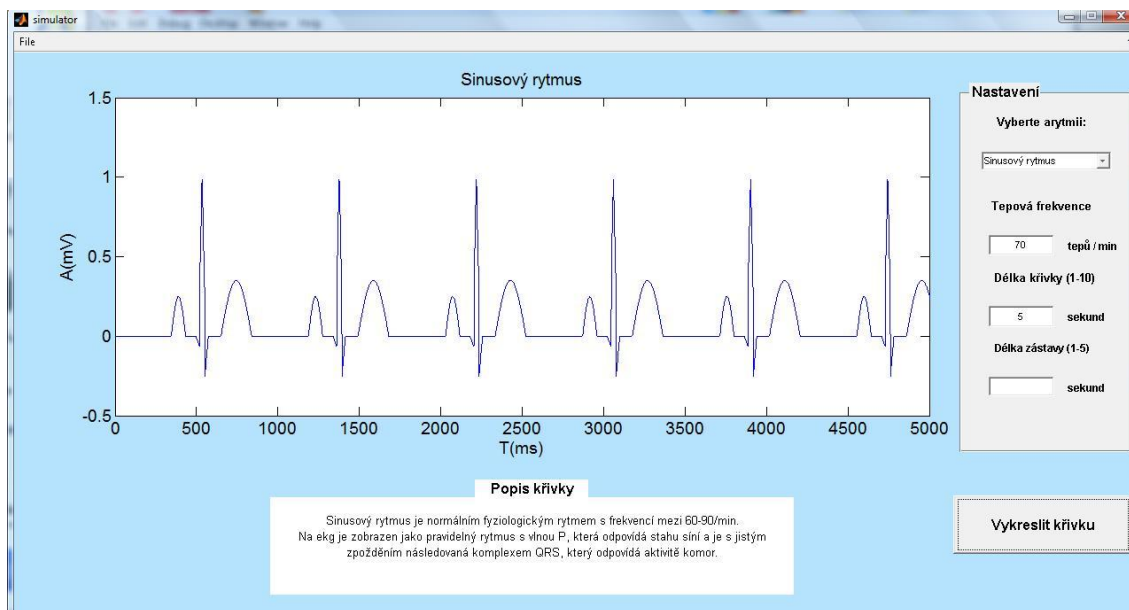
V dalším poli si uživatel nastaví délku zobrazovaného signálu, ta je omezena na 1-10 sekund. Poslední pole se týká pouze sinusové zástavy, nastavuje se zde délka zástavy, opět je omezena na 1-5 sekund. Všechna editační pole s popiskami jsou umístěny na Panelu, který slouží ke shromáždění a vyrovnaní ovládacích komponent. Vyrovnaní se provádí pomocí nástroje `Align objects`.

## **Tlačítko pro vykreslení křivky**

V programu se nachází pouze jedno tlačítko, po jehož stisknutí se aktualizuje program. Pokud uživatel vyplnil všechna pole v nastavení, vykreslí se přímo EKG křivka. Pokud některý údaj chybí, nastaví se po stisknutí předdefinovaná hodnota. Křivka se vykreslí teprve po opětovném stisknutí tlačítka. Tlačítko je propojené s popup menu a s editačními poli pomocí příkazu `switch`.

## **Okno pro výpis informací o arytmiích**

Po stisknutí tlačítka se v poli pod grafem vypíše stručný popis vybrané křivky. Použila se k tomu komponenta `Static text`, tedy nepřepisovatelné pole, které slouží ke sdělení informací uživateli. Pro vypsání informací se používá příkaz `set`, kterým se nastaví `String`.



Obrázek 29 Okno aplikace

## 7.2. Vytvoření fyziologické EKG křivky

Matlab je program používaný primárně pro matematické výpočty, proto byla pro generování signálu použita matematická metoda, tedy složení signálu pomocí Fourierových řad. Fourierovy řady vln a kmitů jsou převzaty z generátoru EKG [18] a jsou upraveny pro potřeby programu. Signál byl vytvořen následujícím postupem. Nejprve se jednotlivé vlny a kmity poskládaly za sebe, stejně jako se to provádí u grafické metody. Mezi ně jsou vloženy úseky izoelektrické linie tvořené nulovou konstantní funkcí. Tímto způsobem je možné nastavit volitelnou srdeční frekvenci a vytvořit různé patologie rytmu. Pro vykreslení signálu se použila základní funkce plot. Nejprve byla tímto způsobem sestavena jedna perioda EKG:

```
ecg0=[tp pvlna pq qkmit rkmit skmit st tvlna];
```

Poté byl opět metodou skládání segmentů vytvořen opakující se signál (viz obrázek č. 30). Dále byl nastaven parametr, který určuje, kolik sekund signálu se vykreslí. Křivka se vykresluje do dvourozměrného grafu, u kterého je nastaven rozsah osy x od 0 do parametru délky v ms, rozsah osy y je od -0.5 mV do 1.5 mV, u některých arytmií od -1 mV do 1 mV.

```
plot(ecg), axis([0 1*1000 -0.5 1.5]), xlabel('T(ms)'),  
ylabel('A(mV)'), title('Sinusový rytmus');
```

Následuje nastavení volitelné tepové frekvence. Šířka jednotlivých částí signálu se mění v závislosti na tepové frekvenci podle následujících vztahů získaných z EKG simulátoru [23]:

Šířka vlny P	$T_p = -0,21 * f + 102,9$
--------------	---------------------------

Délka segmentu PQ	$T_{pq} = -0,45 * f + 88,9$
-------------------	-----------------------------

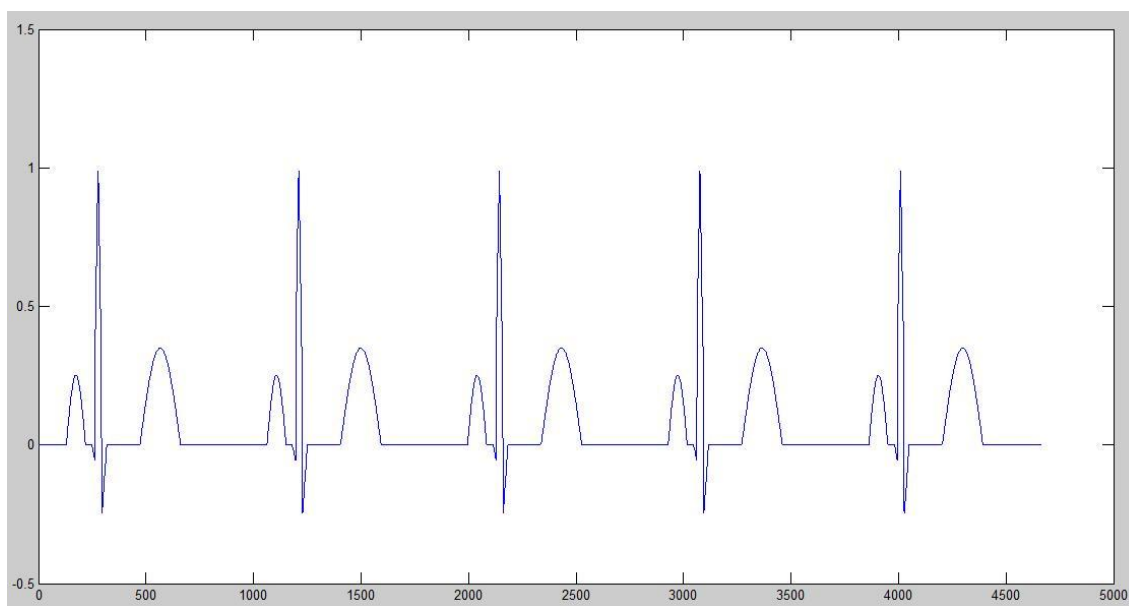
Šířka komplexu QRS	$T_{qrs} = 290,9 * f^{0,215}$
--------------------	-------------------------------

Délka segmentu ST	$T_{st} = 1,879 * 10^4 * f^{1,336}$
-------------------	-------------------------------------

Šířka vlny T	$T_t = 748,7 * f^{0,3245}$
--------------	----------------------------

Délka segmentu TP	$T_{tp} = 3167 * e^{-0,03202 * f}$
-------------------	------------------------------------

$f$  = tepová frekvence



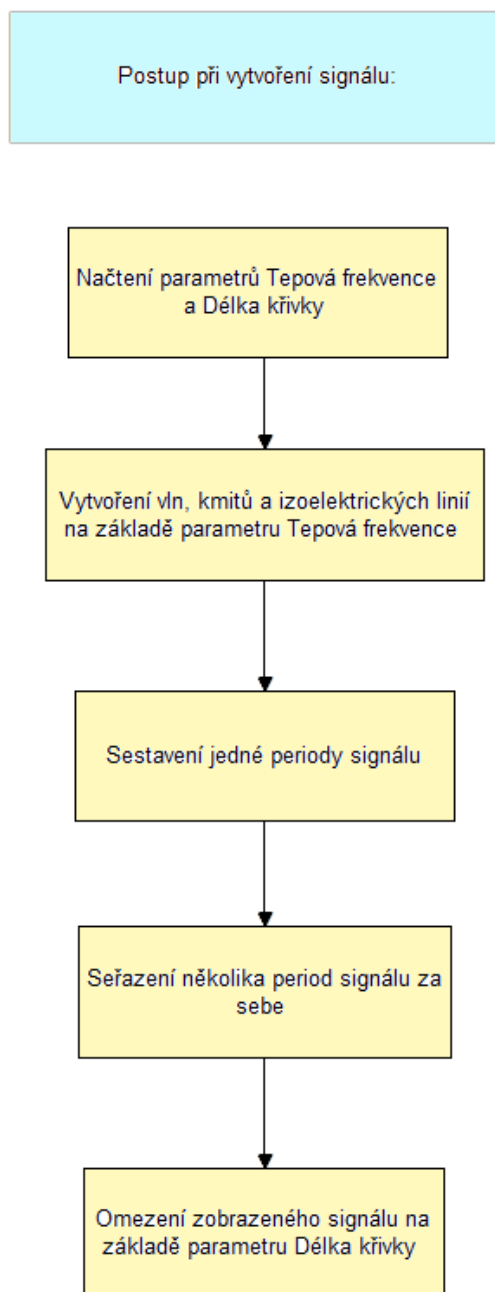
Obrázek 30 Ukázka signálu ze simulátoru- Sinusový rytmus

V simulátoru se vykreslují křivky ze svodu II, u většiny z nich lze nastavit tepovou frekvenci. Dále lze nastavit délku zobrazovaného signálu a to v rozsahu 1-10s.

Volitelná tepová frekvence je u sinusové bradykardie a tachykardie, sinusové zástavy, všech typů AV blokády a u AVNRT. Vždy jsou určeny horní a dolní meze

tepové frekvence, podle druhu arytmie. Pevně nastavená tepová frekvence je u flutterů, fibrilací a komorové tachykardie. Fibrilace síní i komor má nepravidelnou tepovou frekvenci, proto není možné ji přesně určit. Flutter síní je vybrán s typem převodu 4:1, pokud by se měnila frekvence, bylo by nutné změnit i typ převodu. Flutter komor i komorová tachykardie jsou pravidelné arytmie s vysokou tepovou frekvencí a pro jejich ukázkou stačí jedna hodnota tepové frekvence.

Program při vytváření EKG postupuje následujícím způsobem: Nejprve se načtou parametry Tepová frekvence a Délka křivky. Poté se pomocí Fourierových řad vypočítají jednotlivé vlny a kmity. Na základě hodnoty Tepové frekvence se určí jejich šířka podle výše zmíněných vztahů. Amplitudy vln a kmitů jsou pevně nastaveny. Všechny části EKG signálu se následně spojí do jednoho vektoru, tím vznikne jedna perioda signálu. Několik period se pak poskládá za sebe. Nakonec se omezí zobrazovaný signál podle parametru Délka křivky (viz obrázek č. 31).



*Obrázek 31 Schéma postupu*

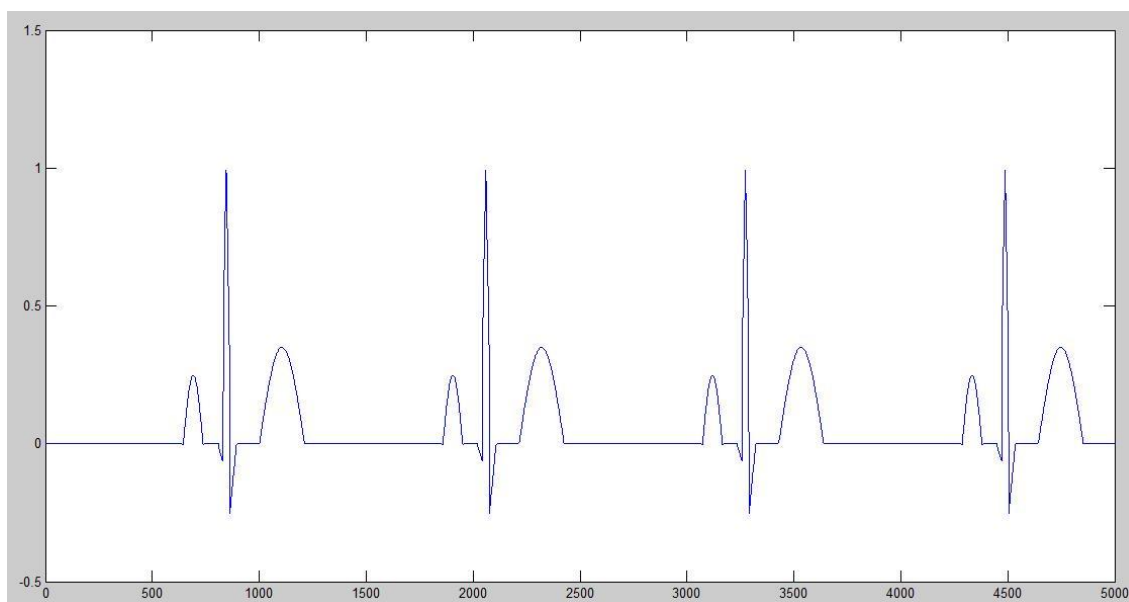
### 7.3. Vytvoření patologického rytmu

Způsob vytvoření patologické EKG křivky je různý v závislosti na druhu arytmie. Pro některé arytmie byl zvolen jiný způsob tvorby signálu a to složením elementárních goniometrických funkcí sinus a kosinus.

### 7.3.1. Simulace bradyarytmií

#### **Sinusová bradykardie**

Tato arytmie je vytvořena ze sinusového, pouze je omezena tepová frekvence (viz obrázek č. 32). Pokud uživatel vybere ze seznamu arytmii bradykardii a nastaví tepovou frekvenci vyšší než 60/min nebo méně než 30/min, objeví se chybové hlášení. Pokud uživatel nezadá parametry signálu, nastaví se délka křivky 5 sekund a tepová frekvence 50/min.

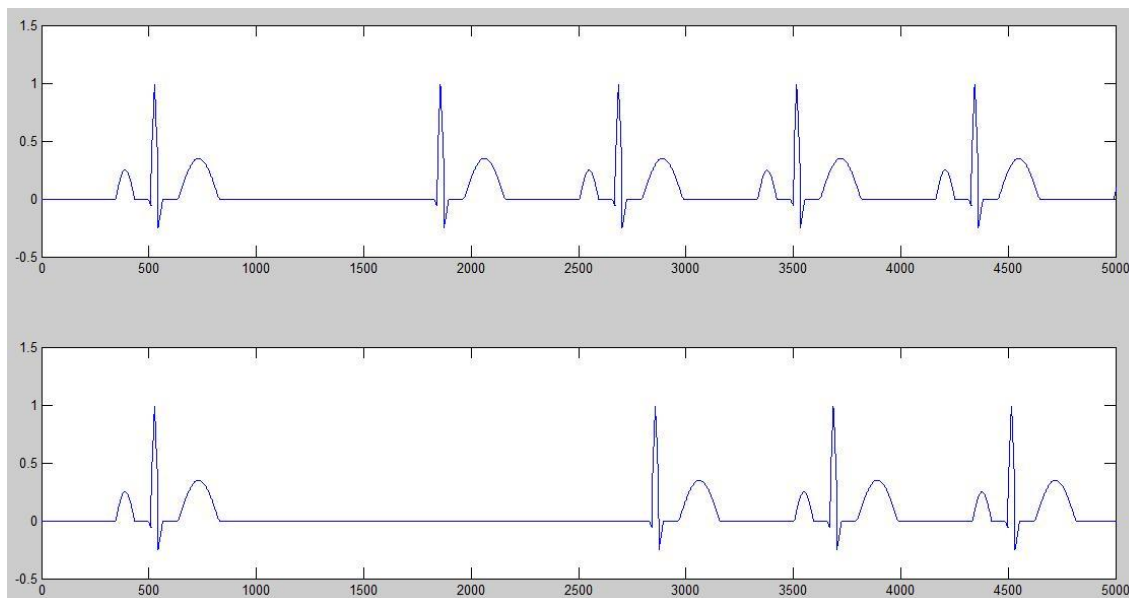


*Obrázek 32 EKG křivka sinusové bradykardie vytvořená programem*

#### **Sinusová zástava**

U sinusové zástavy se zobrazí nejprve jedna normální perioda signálu, poté nastává pauza, jejíž délku v sekundách může uživatel nastavit v editačním poli Délka zástavy. Uživatel může nastavit hodnoty v rozmezí 1 až 5 sekund. Po této pauze se zobrazí štíhlý QRS komplex s vlnou T, který pochází z nižších etáží převodního systému, protože není předcházen vlnou P (viz obrázek č. 33). Další stahy jsou stahy normálního sinusového rytmu. Tepová frekvence je omezena stejně jako u fyziologické křivky na 60-100/min.

Pokud uživatel nezadá parametry signálu, vyplní se předdefinované hodnoty: tepová frekvence 70/min, délka zástavy 2 sekundy.

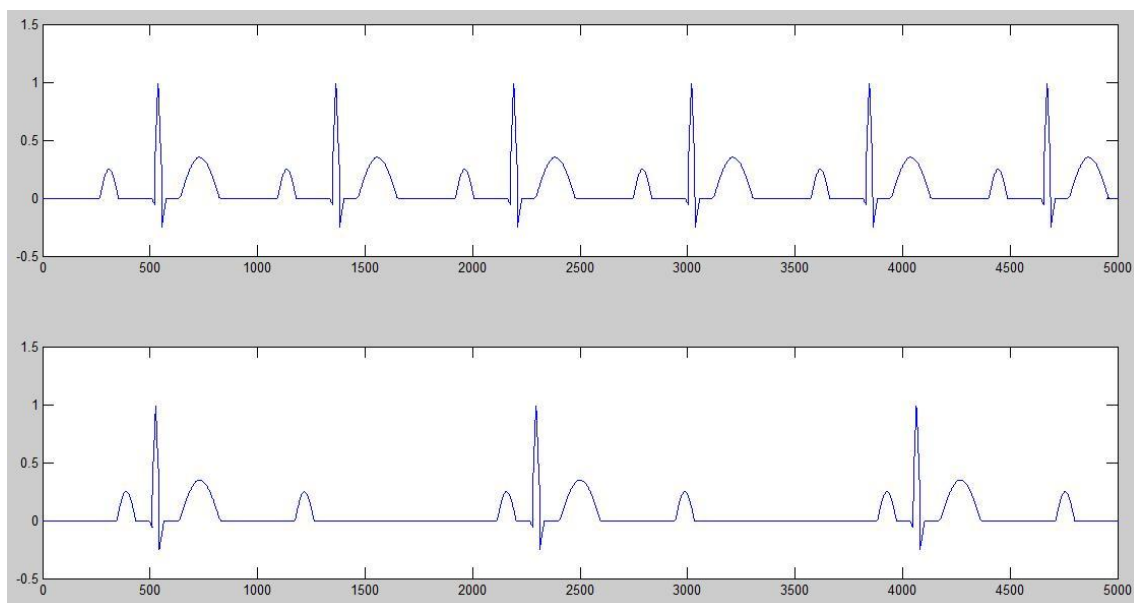


*Obrázek 33 EKG křivky sinusové zástavy s pauzou 1s a 2s vytvořené programem*

### **AV blokády**

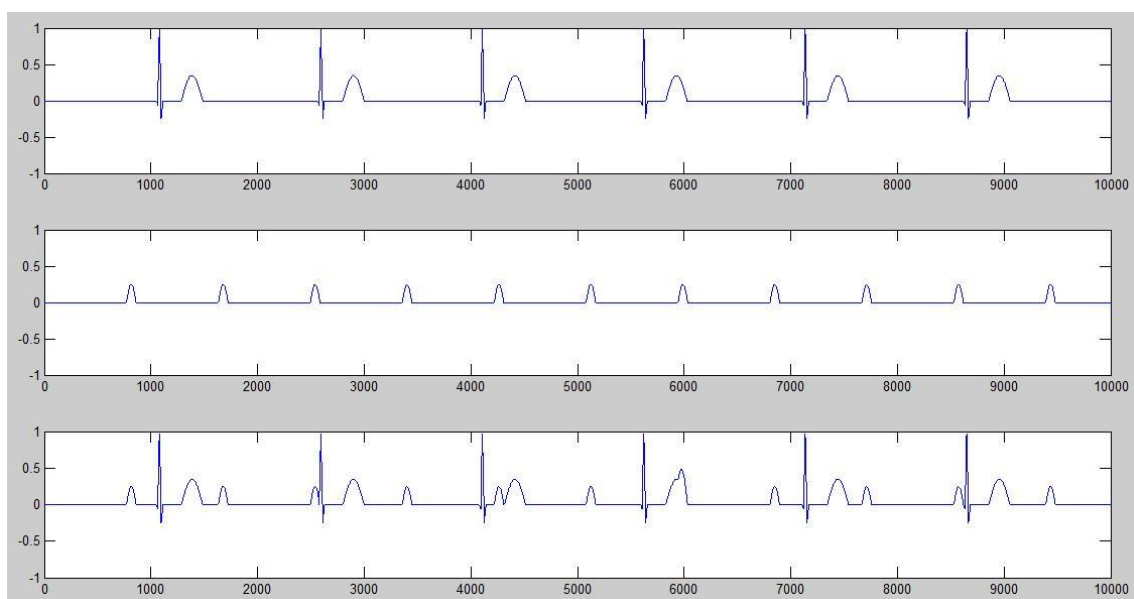
AV blokáda prvního stupně je opět vytvořena z normální křivky, pouze byl prodloužen úsek PQ o 100 ms. Díky tomuto prodloužení bylo nutné přepočítat tepovou frekvenci. Nová frekvence vznikne vynásobením té původní koeficientem 0,9. AV blokáda druhého stupně typu Mobitz je zobrazena s jednou periodou sinusového rytmu a po něm následuje P vlna bez QRS komplexu. Po pauze odpovídající normální době trvání QRS komplexu a vlně T se zobrazí jedna perioda normálního signálu a pak nastane opět výpadek QRS komplexu (viz obrázek č. 34). Uživatel může nastavit tepovou frekvenci od 60 do 100/min. Předdefinovaná frekvence je 70/min.





*Obrázek 34 EKG křivky AV blokády 1. a 2. stupně vytvořené programem*

AV blokáda třetího stupně znamená naprostou nezávislost komplexů QRS na P vlnách. Tato křivka vzniká složením dvou různých signálů, jejichž vektory se sečtou (viz obrázek č. 35). Prvním signálem jsou komplexy QRS s T vlnami a izoelektrickými liniemi, kde je zvolena konstantní frekvence komor 40/min. Druhým signálem jsou vlny P střídající se s izoelektrickou linií, zde je volitelná frekvence tepu síní, opět od 60 do 100/min. Předdefinovaná hodnota je 70/min.

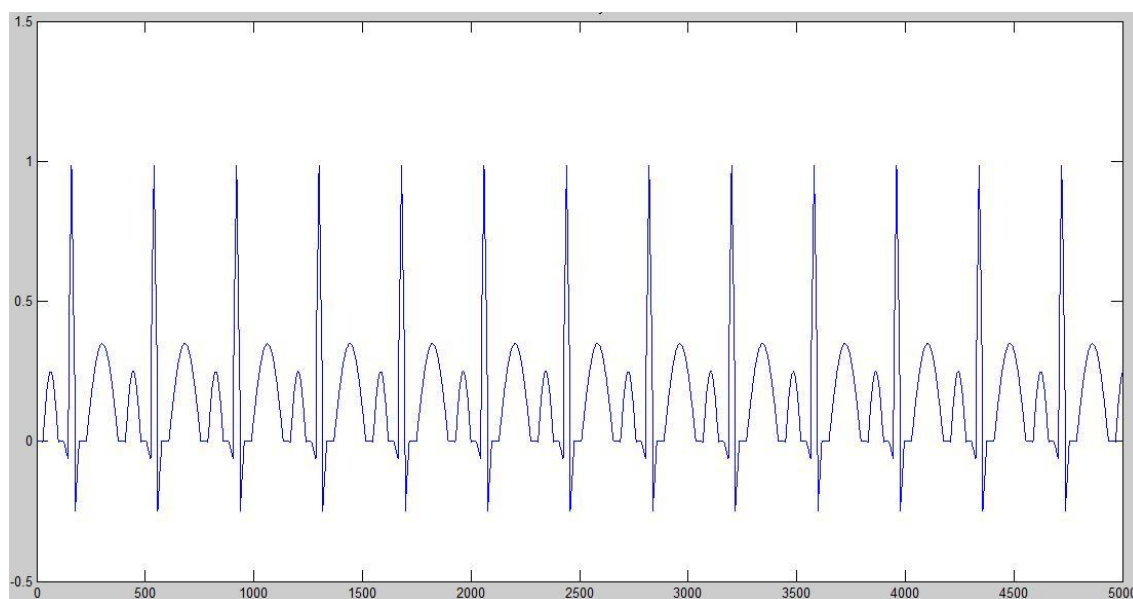


*Obrázek 35 Postup při vytvoření EKG křivky AV blokády 3. stupně programem*

### 7.3.2. Simulace tachyarytmií

#### Sinusová tachykardie

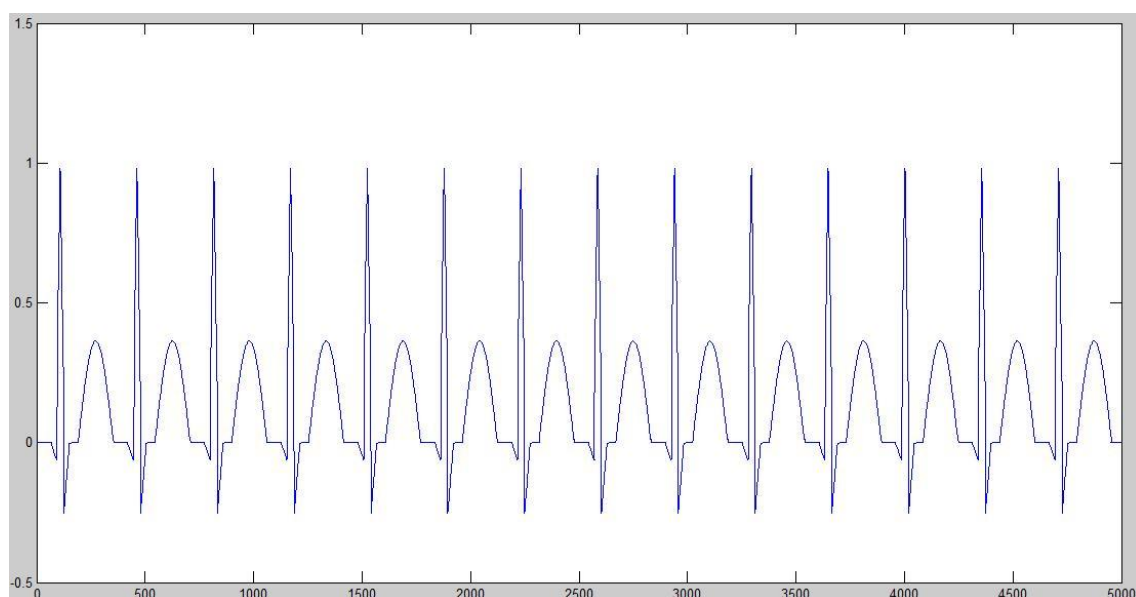
Sinusová tachykardie byla tak vytvořena z fyziologické křivky, a to zvýšením tepové frekvence (viz obrázek č. 36). Pokud uživatel nastaví tepovou frekvenci nižší než 100/min nebo vyšší než 200/min, nastane chyba. Jestliže nejsou zadány parametry, vykreslí se křivka s tepovou frekvencí 150/min.



*Obrázek 36 EKG křivka sinusové tachykardie vytvořená programem*

#### AVNRT

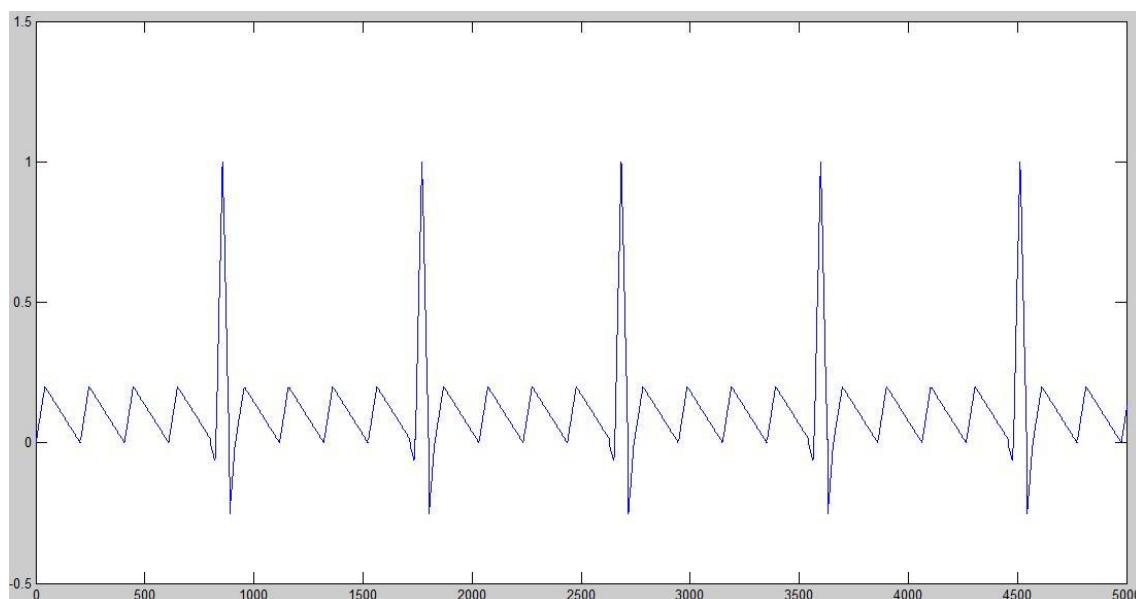
EKG křivka této arytmie byla vytvořena z normální křivky zvýšením tepové frekvence a vynecháním vln P, které u tohoto typu arytmie nejsou zpravidla na EKG patrné (viz obrázek č. 37). Díky tomuto vynechání musela být hodnota frekvence přepočtena. U této arytmie je volitelná frekvence v rozsahu od 120 do 250/min, předdefinovaná hodnota je 150/min.



*Obrázek 37 EKG křivka AVNRT vytvořená programem*

### **Flutter síní**

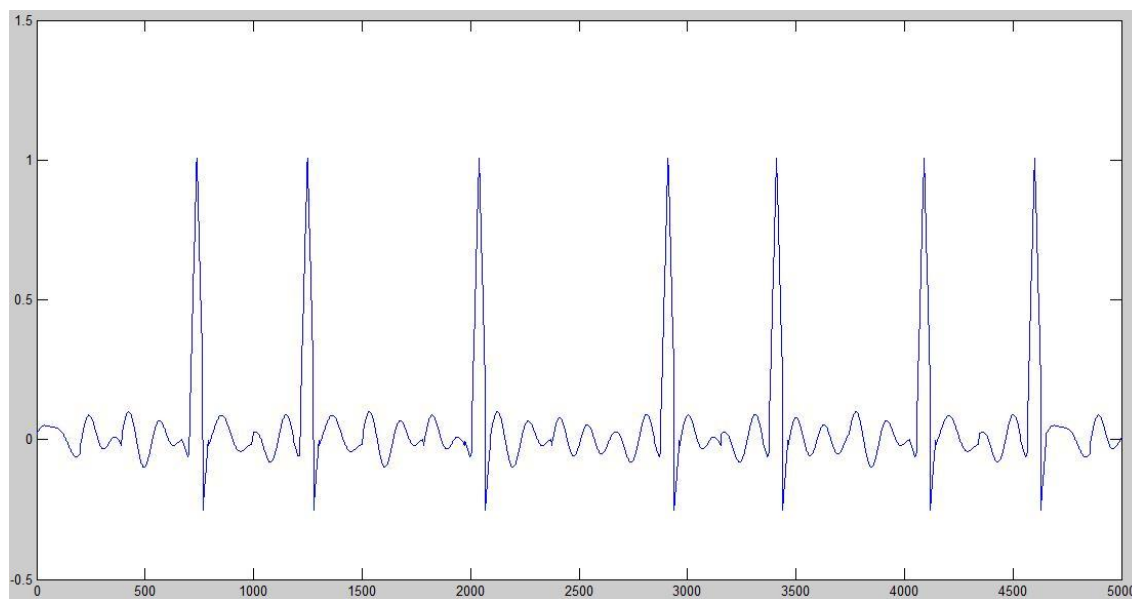
Flutter síní je charakterizován pravidelnými pilovitými vlnkami, které se střídají s QRS komplexy v určitém poměru. Pro vygenerování pilovitého signálu byla použita funkce sawtooth z vestavěného generátoru signálů. Poměr vln ke QRS komplexům je určen 4:1, přibližná frekvence síní je 250/min. U této arytmie nelze nastavit tepovou frekvenci, u komor je to stále 65/min (viz obrázek č. 38).



*Obrázek 38 EKG křivka flutteru síní vytvořená programem*

## Fibrilace síní

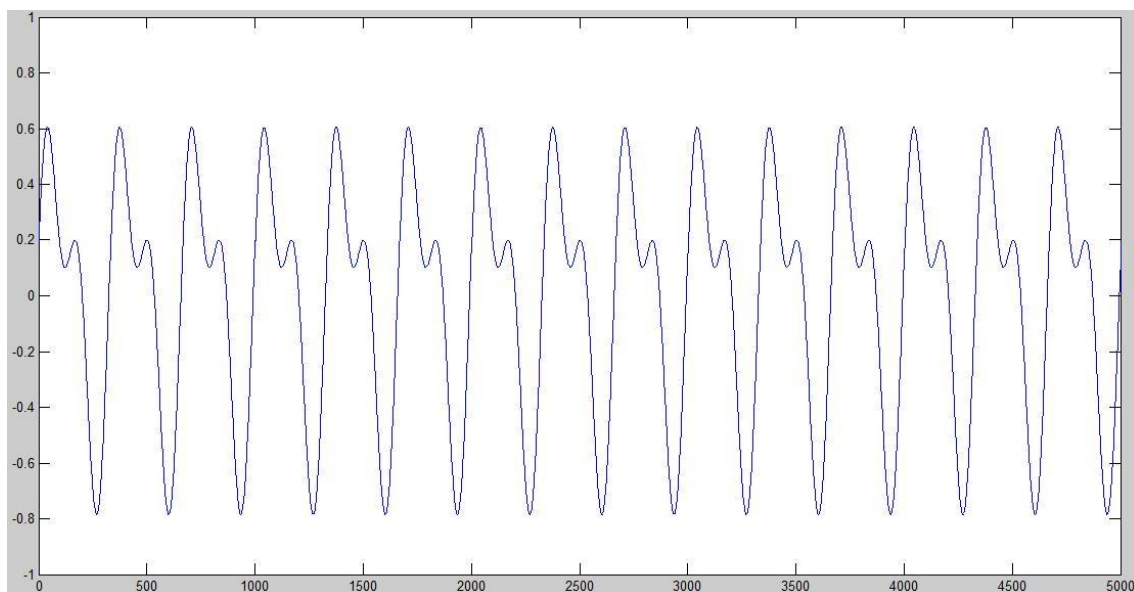
Fibrilace síní se projevuje naprosto nepravidelnou a chaotickou aktivitou. Proto byly vygenerovány různě dlouhé úseky nepravidelného signálu, složeného z funkcí sinus a kosinus. Frekvence této aktivity je přibližně 300/min. Tyto úseky se nepravidelně střídají s komplexy QRS (viz obrázek č. 39).



*Obrázek 39 EKG křivka fibrilace síní vytvořená programem*

## Komorová tachykardie

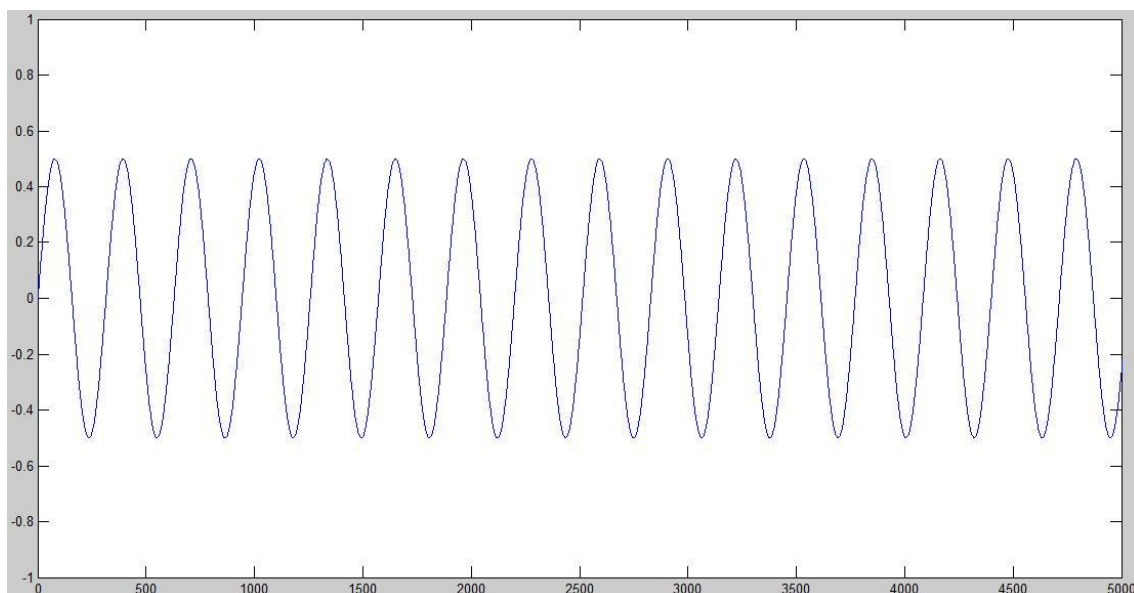
Pro vygenerování EKG křivky komorové tachykardie byla vytvořena vlastní periodická funkce složená z elementárních funkcí sinus a cosinus. Tepová frekvence je pevně daná a to 180/min (viz obrázek č. 40).



*Obrázek 40 EKG křivka komorové tachykardie vytvořená programem*

### **Flutter komor**

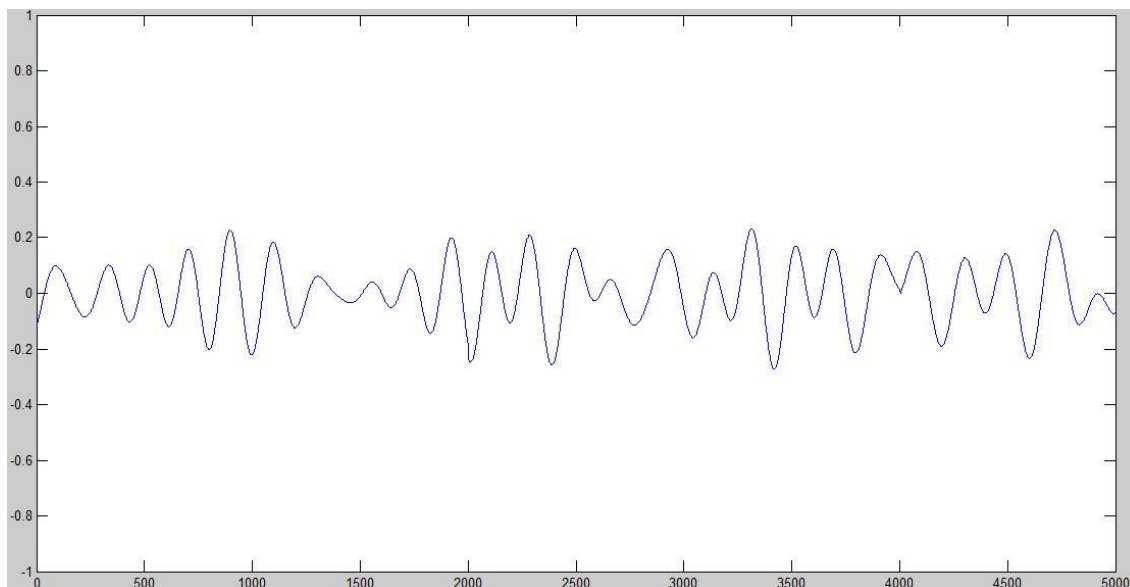
Flutter komor se na EKG zobrazí jako sinusoida s frekvencí přibližně 200/min (viz obrázek č. 41). Pro tuto křivku tedy byla jednoduše použita funkce sinus.



*Obrázek 41 EKG křivka flutteru komor vytvořená programem*

## Fibrilace komor

Fibrilace komor se na EKG projevuje chaotickou aktivitou. Křivka ze simulátoru pak obsahuje pouze tento nepravidelný signál (obrázek č. 42).



*Obrázek 42 EKG křivka fibrilace komor vytvořená programem*

## 8. Možnosti vylepšení programu

Původním záměrem bylo vytvořit co nejjednodušší program pro simulaci arytmií. Z tohoto důvodu uživatel může nastavit pouze tepovou frekvenci u vybraných arytmií a délku zobrazovaného signálu. V budoucnu by se dal program dále rozvíjet, v pokročilém nastavení by bylo možné nastavit amplitudy jednotlivých vln a kmitů a jejich patologické morfologie. Dále by bylo možné rozšířit program o arytmie, které zde nejsou zahrnuty (např. síňové a komorové extrasystoly nebo blokády ramének), případně o jiné patologie, které se objevují v EKG (infarkt myokardu, hypertrofie). V současném simulátoru se zobrazuje signál EKG pouze z jednoho svodu, možným vylepšením by tedy bylo zobrazení 12 svodového EKG. V neposlední řadě by bylo možné přidat různé druhy rušení signálu, například síťové rušení, náhodný šum, pohybové artefakty nebo stimulační artefakty z kardiostimulátoru.

## 9. Závěr

Tato bakalářská práce popisuje v teoretickém úvodu základy anatomie srdce, základy EKG, mechanismus vzniku a klasifikaci srdečních arytmii. Základem práce je popis využití EKG při jejich diagnostice. Praktickým výstupem práce bylo vytvoření výukového programu, který umožňuje simulovat jednotlivé typy arytmii s možnostmi volby parametrů. Tato učební pomůcka by měla sloužit jako podpora výuky v předmětech vyučovaných na ÚZS-TUL.

Pro simulaci EKG arytmii je možné využít několik přístupů, zaprvé je to matematický popis signálu, druhou metodou je vektorová metoda, která popisuje pohyb srdečního vektoru a posledním přístupem je grafická metoda využívající navzorkování reálného EKG signálu. Pro tento simulátor byla zvolena metoda matematického popisu signálu. Pomocí Fourierových řad lze průběh periodického signálu zapsat pomocí funkcí sinus a kosinus. EKG signál je periodický, jeho periodu tvoří tepová frekvence, proto je vhodný k analýze Fourierovými řadami.

Simulátor má velmi jednoduché grafické prostředí, které obsahuje okno pro vykreslení dané křivky, panel pro nastavení parametrů a tlačítko, po jehož stisknutí se vybraná EKG křivka vykreslí. Důležitou součástí programu je pole, do kterého se vypisují informace o dané arytmii, čímž se splňuje účel výukové aplikace. Po spuštění programu se zobrazí nápověda, která uživateli poskytne stručný návod k použití. V simulátoru se zobrazuje záznam z jednoho EKG svodu. Uživatel si může u všech křivek zvolit délku zobrazovaného signálu a to v intervalu 1-10 sekund. Signál kratší než 1 sekunda by nemělo smysl zobrazovat a 10 sekund je délka záznamu standardního EKG vyšetření.

První zobrazovanou křivkou je sinusový rytmus, u kterého lze zvolit tepovou frekvenci 60-100/min. Sinusový rytmus je tvořen vlnou P, komplexem QRS a vlnou T. Simulované arytmie lze rozdělit na bradyarytmie a tachyarytmie. Mezi bradyarytmie je zařazena sinusová bradykardie, která má volitelnou frekvenci mezi 30-60/min. Sinusová bradykardie se od sinusového rytmu neliší v převodních intervalech, intervaly PQ, délka trvání QRS a vlny T jsou stejné jako u sinusového rytmu. Další simulovanou bradyarytmii je sinusová zástava, u které je možné zvolit délku 1-5 sekund. Sinusová



zástava je simulována vynecháním P vlny, kdy QRS komplex přichází později a je pravděpodobně z AV uzlu. AV blokáda prvního stupně je simulována jako sinusový rytmus s prodlouženým PQ o 100ms. Rozsah frekvencí je stejný jako u sinusového rytmu. Jako AV blokáda vyššího stupně je simulována blokáda typu Mobitz, kdy bez prodlužování PQ intervalu dochází k vynechání QRS komplexů. Simulátor umožňuje simulovat blokádu 2:1, tedy bude vynechán každý druhý QRS komplex. Rozsah nastavitelných frekvencí je pro zjednodušení 60-100/min. AV blokáda III.st je blokáda, kdy není žádný vztah mezi P vlnou a komplexem QRS. Simulátor umožňuje volbu frekvence P vln v rozsahu sinusového rytmu, frekvence komor je konstantní a na frekvenci vlny P nezávislá. Simulované tachyarytmie je možné dělit na supraventrikulární a nebo komorové. Mezi SVT arytmie je možné zařadit sinusovou tachykardii, která je simulována jako sinusový rytmus s frekvencí 100-200/min. Další SVT arytmii je AVNRT, která je tvořena štíhlými komplexy QRS bez viditelných P vln, které jsou u tohoto typu arytmie schovány v komplexu QRS. Frekvenci je možné nastavit mezi 120-250/min. Dalšími simulovanými SVT tachyarytmiemi jsou flutter síní a fibrilace síní. Flutter síní je pravidelná arytmie, která je simulována jako pilovitý signál o frekvenci 250/min, převod na komory je pravidelný, frekvence komor je 65/min. Fibrilace síní je nepravidelná arytmie s nepravidelnými P vlnami a nepravidelným převodem na komory. Komorové tachyarytmie vytvořené v simulátoru jsou komorová tachykardie, flutter komor a fibrilace komor. Komorová tachykardie je simulována jako arytmie s širokými komplexy QRS o frekvenci 180/min. Flutter komor je pravidelná komorová arytmie, která je simulována jako sinusoida o frekvenci 200/min. Fibrilace komor je zobrazena jako nepravidelná chaotická aktivita komor.

Možnou nevýhodou tohoto programu je menší variabilita nastavovaných parametrů, kterou by bylo možné doladit v další navazující práci. Zajímavou variantou by bylo také doděláním různých zdrojů rušení a možnost náhledu, jak jednotlivé zdroje rušení ovlivňují kvalitu EKG záznamu.

## Soupis bibliografických citací

- [1] Čihák, Radomír: Anatomie 3, 2. vydání, Grada Publishing, Praha, 2004, ISBN 978-80-247-1132-4
- [2] Trojan, Stanislav a kol.: Lékařská fyziologie, 4. vydání, Grada Publishing, Praha, 2003, ISBN 80-247-0512-5
- [3] Silbernagl, Stefan, Despopoulos, Agamemnon: Atlas fyziologie člověka, 6.vydání, Grada Publishing, Praha, 2004, ISBN 978-80-247-0630-6
- [4] Khan, M. Gabriel: EKG a jeho hodnocení, Grada Publishing, Praha, 2007, ISBN 978-80-247-1448-6
- [5] Štejf, Miloš a kol.: Kardiologie, 3. vydání, Grada Publishing, Praha, 2007, ISBN 978-80-247-1385-4
- [6] Hampton, R. John: EKG stručně, jasně, přehledně, překlad 6. vydání, Grada Publishing, Praha, 2005, ISBN 80-247-0960-0
- [7] Sovová, Eliška a kol.: EKG pro sestry, Grada Publishing, Praha, 2006, ISBN 80-247-1542-2
- [8] Havlíček, Aleš, Kvasnička, Jiří: Arytmologie pro praxi, Galén, Praha, 2010, ISBN 9788072626786
- [9] Doňar, Bohuslav, Zaplatílek, Karel: Matlab pro začátečníky, 2. vydání, BEN-technická literatura, Praha, 2003, ISBN 80-7300-175-6
- [10] Doňar, Bohuslav, Zaplatílek, Karel: Matlab-tvorba uživatelských aplikací, BEN-technická literatura, Praha, 2004, ISBN 80-7300-133-0
- [11] Doňar, Bohuslav, Zaplatílek, Karel: Matlab-začínáme se signály, BEN-technická literature, Praha, 2006, ISBN 80-7300-200-0
- [12] Vlček, Jiří, Fialová, Daniela a kol.: Klinická farmacie I, Grada Publishing, Praha, 2010, ISBN 978-80-247-3169-8
- [13] Ganz, I. Leonard: Management of cardiac arrhythmias, Humana Press, New Jersey, 2002, ISBN 0-89603-846-7
- [14] Podrid, J. Philip, Kowey, R. Peter: Cardiac arrhythmia, 2nd edition, Lipincott Williams &Wilkins, Philadelphia, 2001, ISBN 0-7817-2486-4
- [15] Stevenson, J. William a kol., Arrhythmias in heart failure, Futura Publishing Company, New York, 2002, ISBN 0-87993-707-6

- [16] Tolstov, P. Georgi: Fourier series, Dover Publications, New York, 1976, ISBN 0-486-63317-9
- [17] WWW stránky: EKG učebnice, [online]. © Univerzita Karlova v Praze, 3. lékařská fakulta, III. interní kardiologická klinika 3. LF UK a FNKV, 2011 [cit. 2012-01-18]. Dostupné z: <http://www.ekg-ucebnice.cz/>
- [18] Karthik, R.: ECG simulation using Matlab, Principle of Fourier series, Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/10858-ecg-simulation-using-matlab>
- [19] Fiala, Martin: Klasifikace arytmií a jejich diferenciální diagnostika na povrchovém EKG, Postgraduální medicína, 2002, roč.2, č.1, str.55
- [20] WWW stránky: Základy EKG, [online]. [cit. 2011-12-15]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/start.htm>
- [21] WWW stránky: Mathworks [online]. [cit. 2012-03-10]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/products/matlab/>
- [22] Podlipná, P. *Generátor EKG signálu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 37 s., 3 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce Ing. Vratislav Harabiš.
- [23] Kolátek, Jakub. *Generátor EKG křivky pro potřeby simulačních modelů*, 2006. 53 s. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí bakalářské práce Doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.
- [24] WWW stránky: Poruchy srdečního rytmu-arytmie, IK+EM. [online]. [cit. 2012-02-20]. Dostupné z: <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/pro-pacienty/co-u-nas-lecime/poruchy-srdecniho-rytmu--arytmie/>
- [25] Fiala, Martin: Mechanismus tachyarytmií, Postgraduální medicína, 2002, roč.3, č.1, str. 55
- [26] WWW stránky: Rytmus srdce, Občanské sdružení pro pacienty s poruchami rytmu srdce. [online]. [cit. 2012-01-20]. Dostupné z: <http://www.rytmus-srdce.cz/>

## Seznam příloh

Soubory na CD:

1. Elektronická verze bakalářské práce
2. Adresář s m-soubory EKG simulátoru